

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization  
International Bureau



(43) International Publication Date  
25 May 2001 (25.05.2001)

PCT

(10) International Publication Number  
**WO 01/37219 A1**

(51) International Patent Classification<sup>7</sup>: **G06T 11/00**

North McArthur Boulevard, Apartment 3056, Irving, TX 75038 (US). ISHAQUE, Ahmad, Nadeem; 629 Kinns Road, Clifton Park, NY 12065 (US).

(21) International Application Number: **PCT/US00/30723**

(22) International Filing Date:  
10 November 2000 (10.11.2000)

(74) Agents: CHASKIN, Jay, L. et al.; General Electric Company, 3135 Easton Turnpike W3C, Fairfield, CT 06431 (US).

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(81) Designated States (*national*): DE, IL, JP, SG.

(30) Priority Data:  
60/166,499 19 November 1999 (19.11.1999) US  
60/197,208 14 April 2000 (14.04.2000) US  
09/648,956 25 August 2000 (25.08.2000) US

**Published:**

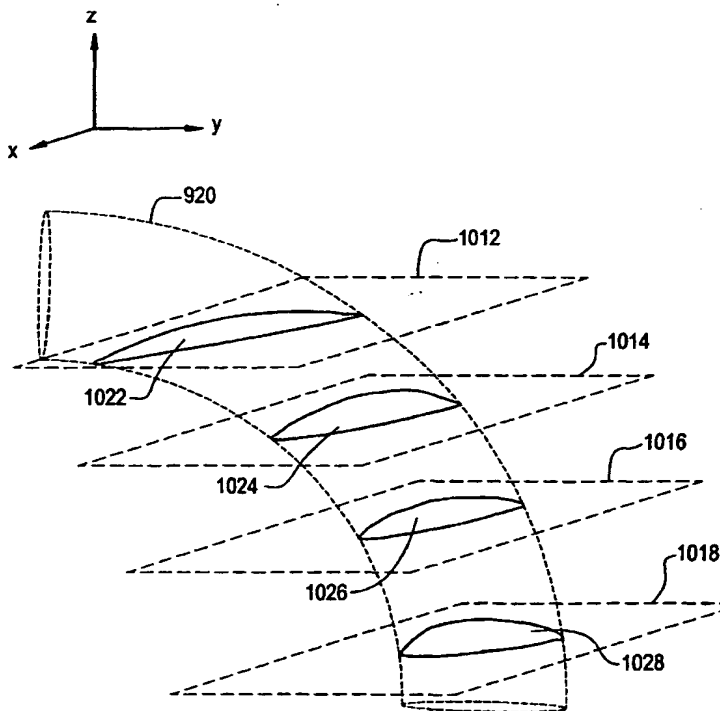
- With international search report.
- Before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments.

(71) Applicant: **GENERAL ELECTRIC COMPANY**  
[US/US]; 1 River Road, Schenectady, NY 12345 (US).

(72) Inventors: **EDIC, Peter, Michael**; 55 Manning Boulevard, Albany, NY 12203 (US). **YAVUZ, Mehmet**; 5319

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: **METHOD AND APPARATUS FOR REFORMATTING TUBULAR VOLUMETRIC BODIES**



(57) Abstract: Volumetric images of a vessel are captured by an imaging system and the volumetric images are reformatted into rectilinear data by a method, an apparatus, and a computer-readable medium storing a program. More particularly, volumetric data captured by an imaging modality is reformatting by isolating a structure, such as by dissecting a vessel from the remaining tissue, and stretching the structure into a rectilinear form corresponding to the structure. Reformatting the volumetric data corresponding to the structure includes partitioning a structure roughly from adjoining material by segmenting the structure from the adjoining material using a suitable CT intensity threshold, dilating the segmented structure, determining an axis of the structure along the entire length of the structure, determining planes at selected places along the structure's axis that are orthogonal cross sections of the structure, and reformatting the volumetric data along the planes to generate reformatted CT

data. The reformatted CT data corresponds to data that would have been reconstructed by the CT imaging system if the structure had been pulled straight and the CT imaging system would have captured directly an image of the straightened structure.

WO 01/37219 A1

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公表特許公報(A)

(11)特許出願公表番号

特表2003-514600

(P2003-514600A)

(43)公表日 平成15年4月22日(2003.4.22)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	FI	テマート*(参考)
A 6 1 B 6/03	3 6 0	A 6 1 B 6/03	3 6 0 G 4 C 0 9 3
5/055		8/12	4 C 0 9 6
8/12		G 0 6 T 1/00	2 9 0 B 4 C 3 0 1
G 0 1 R 33/54			2 9 0 D 4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00	2 9 0	A 6 1 B 5/05	3 8 0 5 B 0 5 7
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求(全 62 頁) 最終頁に続く			

(21)出願番号 特願2001-539236(P2001-539236)  
 (86)(22)出願日 平成12年11月10日(2000.11.10)  
 (85)翻訳文提出日 平成13年7月19日(2001.7.19)  
 (86)国際出願番号 PCT/US00/30723  
 (87)国際公開番号 WO01/037219  
 (87)国際公開日 平成13年5月25日(2001.5.25)  
 (31)優先権主張番号 60/166,499  
 (32)優先日 平成11年11月19日(1999.11.19)  
 (33)優先権主張国 米国(US)  
 (31)優先権主張番号 60/197,208  
 (32)優先日 平成12年4月14日(2000.4.14)  
 (33)優先権主張国 米国(US)

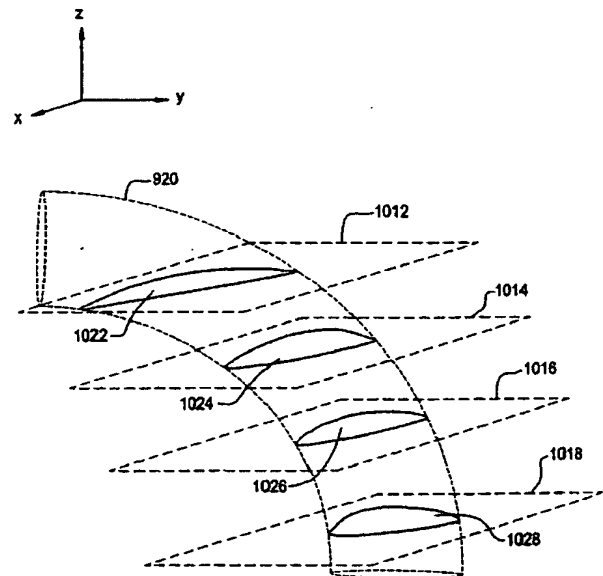
(71)出願人 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ  
 GENERAL ELECTRIC CO  
 MPANY  
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ  
 クタディ、リバーロード、1番  
 (72)発明者 エディク、ピーター・マイケル  
 アメリカ合衆国、12203、ニューヨーク州、  
 オールバニ、マニング・プールヴァール、  
 55番  
 (74)代理人 弁理士 松本 研一

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 管状のポリュメトリック物体を再フォーマットするための方法及び装置

## (57)【要約】

血管のポリュメトリック画像をイメージング・システムにより取得し、このポリュメトリック画像を、本方法、装置、並びにプログラムを格納しているコンピュータ読み取り可能な媒体により直線状データに再フォーマットする。さらに詳細には、あるイメージング様式で取得したポリュメトリック・データに対して、血管を残りの組織から切り離すなど構造を分離させること、並びにこの構造に対応した直線形態が得られるようにこの構造を引き延ばすことによって再フォーマットを行う。その構造に対応するポリュメトリック・データに対する再フォーマットは、適当なCT強度しきい値を用いてその構造を隣接する構成要素からセグメント分割することにより構造を隣接する構成要素から大まかに区分すること、セグメント分割した構造を膨張変換すること、その構造の全長方向でその構造の軸を決定すること、構造の軸に沿った選択した位置においてその構造の直交断面である面を決定すること、この面に沿ってポリュメトリック・データを再フォーマットし再フォーマット後のCTデータを作成すること、を含む。再フォーマット後のCTデータ



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 対象物に対応し且つイメージング・システムにより収集したボリュメトリック画像データに基づいて対象物を表示する方法であって、

前記ボリュメトリック画像データを前記対象物に対応する直線状画像データに再フォーマットするステップと、

前記直線状画像データを表示するステップと、  
を含む方法。

【請求項2】 前記再フォーマットするステップが、

対象物に対応するボリュメトリック画像データを残りのデータから区分するステップと、

前記区分したボリュメトリック画像データを膨張変換するステップと、

前記膨張変換し区分したボリュメトリック画像データの対象物の長さ方向の軸を決定するステップと、

前記軸に沿った選択した位置において対象物の直交断面となるような面を決定するステップと、

前記膨張変換し区分したボリュメトリック画像データを前記面に沿って再フォーマットするステップと、  
を含む請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記対象物が血管を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項4】 前記対象物が動脈を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項5】 前記ボリュメトリック画像データがコンピュータ断層撮影イメージング・システムにより収集されたものである、請求項1に記載の方法。

【請求項6】 前記ボリュメトリック画像データが磁気共鳴イメージング・システムにより収集されたものである、請求項1に記載の方法。

【請求項7】 前記ボリュメトリック画像データが超音波イメージング・システムにより収集されたものである、請求項1に記載の方法。

【請求項8】 前記ボリュメトリック画像データがX線イメージング・システムにより収集されたものである、請求項1に記載の方法。

【請求項9】 イメージング・システムが取得したボリュメトリック画像デ

ータを再フォーマットする方法であって、

強度しきい値及び接続性基準を用いて血管を残りの構成要素からセグメント分割することにより、該血管を残りの構成要素から大まかに区分するステップと、

前記セグメント分割した血管を膨張変換するステップと、

前記血管の長さ方向の血管軸を決定するステップと、

前記血管軸に沿った選択した位置において血管の直交断面となるような面を決定するステップと、

前記ボリュームトリック画像データを前記面に沿って再フォーマットし、前記血管に対応する直線状画像データを作成するステップと、  
を含む方法。

【請求項10】 さらに、前記直線状画像データを表示するステップを含む請求項9に記載の方法。

【請求項11】 前記血管が動脈を含み、且つ前記残りの構成要素が臓器の組織を含む、請求項9に記載の方法。

【請求項12】 前記ボリュームトリック画像データがコンピュータ断層撮影システムにより収集された画像データである、請求項9に記載の方法。

【請求項13】 前記ボリュームトリック画像データが磁気共鳴イメージング・システムにより収集された画像データである、請求項9に記載の方法。

【請求項14】 あるイメージング様式で取得したボリュームトリック画像データを再フォーマットするプログラムを格納しているコンピュータ読み取り可能な媒体であって、前記プログラムは、コンピュータで実行させたときに、

隣接する構成要素から血管を切り取って、該切り取った血管を該切り取った血管に対応する直線状形態になるまで引き延ばす処理を、コンピュータに実行するように命令する、コンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項15】 血管に対する3次元ボリュームトリック画像データを、該血管の2次元直線状画像データに対応するように再フォーマットするためのコンピュータ・プログラムを実行するコンピュータと、

前記2次元直線状画像データを表示する表示装置と、  
を備える装置。

【請求項16】 特定のイメージング様式に従ってイメージング・システムにより取得し且つ再構成させたボリュメトリック画像データを再フォーマットするための装置であって、

管状構造のボリュメトリック画像データを格納するための記憶装置と、

血管を真っ直ぐに引き延ばして該真っ直ぐにした血管の画像をイメージング・システムが直接取得したと仮定した場合に様式指定のイメージング・システムによって再構成されるデータに対応するように、前記ボリュメトリック画像データを再フォーマットするためのコンピュータ・プログラムを実行するコンピュータと、  
を備える装置。

【請求項17】 前記ボリュメトリック画像データがコンピュータ断層撮影イメージング・システムにより収集された画像データである、請求項16に記載の装置。

【請求項18】 前記ボリュメトリック画像データがX線イメージング・システムにより収集された画像データである、請求項16に記載の装置。

【請求項19】 前記ボリュメトリック画像データが磁気共鳴イメージング・システムにより収集されたものである、請求項16に記載の装置。

【請求項20】 イメージング・システムが取得したボリュメトリック画像データを再フォーマットするためのプログラムを格納しているコンピュータ読み取り可能な媒体であって、前記プログラムは、コンピュータで実行させたときに

ボリュメトリック画像データを対象物に対応する直線状画像データに再フォーマットすること、

前記直線状画像データを表示すること、  
を含む処理をコンピュータに実行するように命令している、コンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項21】 前記再フォーマットの処理が、  
対象物に対応するボリュメトリック画像データを残りのデータから区分する処理と、

前記区分したボリュメトリック画像データを膨張変換する処理と、  
前記膨張変換し区分したボリュメトリック画像データの対象物の長さ方向の軸を決定する処理と、  
前記軸に沿った選択した位置において対象物の直交断面となるような面を決定する処理と、  
前記膨張変換し区分したボリュメトリック画像データを前記面に沿って再フォーマットする処理と、  
を含む、請求項20に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項22】 イメージング・システムが取得したボリュメトリック画像データを再フォーマットするためのプログラムを格納しているコンピュータ読み取り可能な媒体であって、前記プログラムは、コンピュータで実行させたときに

強度しきい値及び接続性基準を用いて残りの組織から画像化する血管部分をセグメント分割することにより、該血管部分を残りの構成要素から大まかに区分すること、

前記セグメント分割した血管部分を膨張変換すること、

前記血管部分の長さ方向の血管軸を決定すること、

前記血管軸に沿った選択した位置において血管の直交断面となるような面を決定すること、

前記ボリュメトリック画像データを前記面に沿って再フォーマットし、前記血管部分に対応する直線状画像データを作成すること、  
を含む処理をコンピュータに実行するように命令している、コンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項23】 X線を対象物の方向に伝達している線源と、前記対象物内及びその周囲を通過するX線を検出し該検出したX線を信号に変換している検出器アレイと、前記線源及び検出器アレイに結合されており前記線源及び検出器アレイを制御している制御装置と、前記信号を受け取っているデータ収集コンポーネントと、を含んでいるイメージング・システムに結合されているか、または該イメージング・システム内に含まれている装置であって、

前記線源と、前記制御装置と、前記データ収集コンポーネントとに結合されており、前記データ収集コンポーネントから信号を受け取り、該信号を対象物のボリュメトリック画像データに変換し、さらに該対象物のボリュメトリック画像データを該対象物の直線状画像データに変換しているシステム用コンピュータと、前記対象物の直線状画像データを表示する表示装置と、を備える装置。

【請求項 2 4】 前記信号が X 線イメージング・システムにより取得されたものである、請求項 2 3 に記載の装置。

【請求項 2 5】 前記信号がコンピュータ断層撮影イメージング・システムにより取得されたものである、請求項 2 3 に記載の装置。

【請求項 2 6】 ボリュメトリック構造を画像化する方法であって、画像化した対象物内のボリュメトリック構造の構造的特徴を表している量的情報を、画像化した対象物を表すボリュメトリック画像データに基づいて計算するステップと、

前記量的情報に基づいて選択した面内でボリュメトリック構造の断面画像を指定している断面画像データを作成するステップと、を含む方法。

【請求項 2 7】 断面画像データを作成する前記ステップが、さらに前記ボリュメトリック画像データに基づいている、請求項 2 6 に記載の方法。

【請求項 2 8】

前記ボリュメトリック画像データがボリュメトリック投影データに基づいて作成されており、且つ、

断面画像データを作成する前記ステップが、さらにボリュメトリック投影データに基づいている、請求項 2 6 に記載の方法。

【請求項 2 9】 前記対象物が人間の患者の一部である、請求項 2 6 に記載の方法。

【請求項 3 0】 前記一部が臓器である、請求項 2 9 に記載の方法。

【請求項 3 1】 前記ボリュメトリック構造が前記一部内に含まれる血管である、請求項 2 9 に記載の方法。

【請求項 3 2】 前記一部が臓器である、請求項 3 1 に記載の方法。

【請求項 3 3】 前記ボリュメトリック構造が虫様構造である、請求項 2 6 に記載の方法。

【請求項 3 4】 前記虫様構造が管状構造である、請求項 3 3 に記載の方法。

【請求項 3 5】 前記ボリュメトリック構造が長手方向の軸を有する管状構造であり、且つ、前記量的情報が前記長手方向の軸を表しているパラメトリック曲線を規定するパラメトリック値を含んでいる、請求項 2 6 に記載の方法。

【請求項 3 6】 前記長手方向の軸が曲線状の軸である、請求項 3 5 に記載の方法。

【請求項 3 7】 前記構造的特徴が、前記ボリュメトリック構造が長手方向に延びる方向となる曲線状の軸である、請求項 2 6 に記載の方法。

【請求項 3 8】 前記量的情報が前記曲線状の軸を表すパラメトリック曲線を規定している、請求項 3 7 に記載の方法。

【請求項 3 9】 前記面が、前記曲線状の軸と該軸上の対応する点で接している線に対して直角となるように選択されている、請求項 3 7 に記載の方法。

【請求項 4 0】 さらに、断面画像データからの断面画像を表示するステップを含む請求項 2 6 に記載の方法。

【請求項 4 1】 さらに、前記量的情報に基づいて選択した追加の面内で、ボリュメトリック構造に関する追加の断面画像を指定している追加の断面画像データを作成するステップを含む請求項 2 6 に記載の方法。

【請求項 4 2】 画像化した対象物を表しているボリュメトリック画像データを格納するための少なくとも 1 つの記憶装置と、

画像化した対象物内のボリュメトリック構造の構造的特徴を表している量的情報を計算し、且つ該量的情報に基づいて選択した面内でボリュメトリック構造に関する断面画像を指定している断面画像データを作成するためのコンピュータと、

を備えるイメージング装置。

【請求項 4 3】 前記コンピュータが前記断面画像データを、さらにボリュ



メトリック画像データに基づいて作成する、請求項42に記載の装置。

【請求項44】 前記ボリュメトリック画像データがボリュメトリック投影データに基づいて作成されており、且つ、前記コンピュータが前記断面画像データを、さらにボリュメトリック投影データに基づいて作成している、請求項42に記載の装置。

【請求項45】 前記対象物が人間の患者の一部である、請求項42に記載の装置。

【請求項46】 前記一部が臓器である、請求項45に記載の装置。

【請求項47】 前記ボリュメトリック構造が前記臓器内に含まれる血管である、請求項46に記載の装置。

【請求項48】 前記ボリュメトリック構造が虫様構造である、請求項42に記載の装置。

【請求項49】 前記虫様構造が管状構造である、請求項48に記載の装置。

【請求項50】 前記ボリュメトリック構造が長手方向の軸を有する管状構造であり、且つ、前記量的情報が長手方向の軸を表しているパラメトリック曲線を規定するパラメトリック値を含んでいる、請求項42に記載の装置。

【請求項51】 前記構造的特徴が、前記ボリュメトリック構造が長手方向に延びる方向となる曲線状の軸である、請求項42に記載の装置。

【請求項52】 前記コンピュータが、前記曲線状の軸と該軸上の対応する点で接している線に対して直角となるように前記面を選択している、請求項50に記載の装置。

【請求項53】 さらに、前記断面画像データに従って断面画像を表示するための表示装置を備えている請求項42に記載の装置。

【請求項54】 画像化する対象物を表すボリュメトリック画像データを作成するイメージング・システムに結合されているか、または該イメージング・システム内に含まれている画像解析システムであって、

ボリュメトリック画像データに基づいて画像化した対象物内のボリュメトリック構造の構造的特徴を表している量的情報を計算し、且つ該量的情報に基づいて

選択した面内でボリュメトリック構造に関する断面画像を指定している断面画像データを作成するためのコンピュータ・システムを備えている画像解析システム。

【請求項 5 5】 前記コンピュータ・システムは前記断面画像データを、さらにボリュメトリック画像データに基づいて作成している、請求項 5 4 に記載の画像解析システム。

【請求項 5 6】 前記ボリュメトリック画像データが前記イメージング・システムによりボリュメトリック投影データに基づいて作成されたものであり、且つ前記コンピュータ・システムは前記断面画像データを、さらに前記ボリュメトリック投影データに基づいて作成している、請求項 5 4 に記載の画像解析システム。

【請求項 5 7】 前記対象物が人間の患者の一部である、請求項 5 4 に記載の画像解析システム。

【請求項 5 8】 前記一部が臓器である、請求項 5 7 に記載の画像解析システム。

【請求項 5 9】 前記ボリュメトリック構造が虫様構造である、請求項 5 4 に記載の画像解析システム。

【請求項 6 0】 前記虫様構造が管状構造である、請求項 5 9 に記載の画像解析システム。

【請求項 6 1】

前記ボリュメトリック構造が長手方向の軸を有する管状構造であり、且つ、前記量的情報が前記長手方向の軸を表しているパラメトリック曲線を規定するパラメトリック値を含んでいる、請求項 5 4 に記載の画像解析システム。

【請求項 6 2】 前記構造的特徴が、前記ボリュメトリック構造が長手方向に延びる方向となる曲線状の軸である、請求項 5 4 に記載の画像解析システム。

【請求項 6 3】 前記面が、前記曲線状の軸と該軸上の対応する点で接している線に対して直角となるように選択されている、請求項 6 2 に記載の画像解析システム。

【請求項 6 4】 さらに、前記断面画像データに従って断面画像を表示する

ための表示システムを備えている請求項54に記載の画像解析システム。

【請求項65】 ボリュームトリック構造を画像化するためのプログラムでコード化したコンピュータ読み取り可能な媒体であって、前記プログラムが、

画像化した対象物を表すボリュームトリック画像データに基づいて、画像化した対象物内のボリュームトリック構造の構造的特徴を表している量的情報を計算すること、

前記量的情報に基づいて選択した面内において、ボリュームトリック構造の断面画像を指定している断面画像データを作成すること、  
を行わせる命令を含んでいる、コンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項66】 断面画像データを作成させる前記プログラム命令が、前記断面画像データをさらにボリュームトリック画像データに基づいて作成させる命令を含む、請求項65に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項67】 前記ボリュームトリック画像データがボリュームトリック投影データに基づいて作成されており、且つ、断面画像データを作成させる前記プログラム命令が、前記断面画像データをさらにボリュームトリック投影データに基づいて作成させる命令を含む、請求項65に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項68】 前記対象物が人間の患者の一部である、請求項65に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項69】 前記一部が臓器である、請求項68に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項70】 前記ボリュームトリック構造が虫様構造である、請求項65に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項71】 前記虫様構造が管状構造である、請求項70に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項72】 前記ボリュームトリック構造が長手方向の軸を有する管状構造であり、且つ、前記量的情報が前記長手方向の軸を表しているパラメトリック曲線を規定するパラメトリック値を含んでいる、請求項65に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項 7 3】 前記構造的特徴が、前記ボリュメトリック構造が長手方向に延びる方向となる曲線状の軸である、請求項 6 5 に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項 7 4】 前記プログラムがさらに、前記曲線状の軸と該軸上の対応する点で接している線に対して直角となるように前記面を選択させるためのプログラム命令を含んでいる、請求項 7 3 に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項 7 5】 前記プログラムがさらに、断面画像データからの断面画像を表示させるためのプログラム命令を含んでいる、請求項 6 5 に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項 8 0】 画像化した対象物内に含まれており且つボリュメトリック・データにより表されるボリュメトリック構造を画像化する方法であって、ボリュメトリック画像データを解析することにより、ボリュメトリック構造の構造的特徴を表している量的情報を決定するステップと、

前記量的情報に基づいて選択した対応する面内において、その各々がボリュメトリック構造の断面画像を指定している複数の画像データ組を作成するステップと、

を含む方法。

【請求項 8 1】 前記ボリュメトリック・データがボリュメトリック画像データであり、且つ、複数の画像データ組の前記作成が、さらにボリュメトリック画像データに基づいている、請求項 8 0 に記載の方法。

【請求項 8 2】 前記ボリュメトリック・データがボリュメトリック投影データを含み、且つ、複数の画像データ組の前記作成が、さらにボリュメトリック投影データに基づいている、請求項 8 0 に記載の方法。

【請求項 8 3】 前記画像化した対象物が人間の患者の一部である、請求項 8 0 に記載の方法。

【請求項 8 4】 前記一部が臓器である、請求項 8 3 に記載の方法。

【請求項 8 5】 前記ボリュメトリック構造が前記一部内に含まれる血管である、請求項 8 3 に記載の方法。

【請求項 8 6】 前記一部が臓器である、請求項 8 5 に記載の方法。

【請求項 8 7】 前記ボリュメトリック構造が虫様構造である、請求項 8 0 に記載の方法。

【請求項 8 8】 前記虫様構造が管状構造である、請求項 8 7 に記載の方法。

【請求項 8 9】 前記ボリュメトリック構造が長手方向の軸を有する管状構造であり、且つ、前記量的情報が前記長手方向の軸を表しているパラメトリック曲線を規定するパラメトリック値を含んでいる、請求項 8 0 に記載の方法。

【請求項 9 0】 前記長手方向の軸が曲線状の軸である、請求項 8 9 に記載の方法。

【請求項 9 1】 前記構造的特徴が、前記ボリュメトリック構造が長手方向に延びる方向となる曲線状の軸である、請求項 8 0 に記載の方法。

【請求項 9 2】 前記量的情報が前記曲線状の軸を表すパラメトリック曲線を規定している、請求項 9 1 に記載の方法。

【請求項 9 3】 前記面が、前記曲線状の軸に沿ったそれぞれの点において前記曲線状の軸に接するそれぞれの線に直角となるように選択されている、請求項 9 1 に記載の方法。

【請求項 9 4】 さらに、前記複数の画像データ組に従って前記断面画像を表示するステップを含む請求項 8 0 に記載の方法。

【請求項 9 5】 画像化する対象物内のボリュメトリック構造を表しているボリュメトリック・データを解析するための画像解析装置であって、

ボリュメトリック・データと、ボリュメトリック画像データに基づいて決定され且つボリュメトリック構造の構造的特徴を表している量的情報と、を格納するための少なくとも 1 つの記憶装置と、

前記量的情報に基づいて選択した対応する面内において、その各々がボリュメトリック構造の断面画像を指定している複数の画像データ組を作成するためのコンピュータと、  
を備える画像解析装置。

【請求項 9 6】 前記ボリュメトリック・データがボリュメトリック画像デ

ータを含み、且つ、前記コンピュータは前記複数の画像データ組を、さらにボリュームメトリック画像データに基づいて作成している、請求項95に記載の画像解析装置。

【請求項97】 前記ボリュームメトリック・データがボリュームメトリック投影データを含み、且つ、前記コンピュータは前記複数の画像データ組を、さらにボリュームメトリック投影データに基づいて作成している、請求項95に記載の画像解析装置。

【請求項98】 前記画像化した対象物が人間の患者の一部である、請求項95に記載の画像解析装置。

【請求項99】 前記一部が臓器である、請求項98に記載の画像解析装置。

【請求項100】 前記ボリュームメトリック構造が虫様構造である、請求項95に記載の画像解析装置。

【請求項101】 前記虫様構造が管状構造である、請求項100に記載の画像解析装置。

【請求項102】 前記ボリュームメトリック構造が長手方向の軸を有する管状構造であり、且つ、前記量的情報が前記長手方向の軸を表しているパラメトリック曲線を規定するパラメトリック値を含んでいる、請求項95に記載の画像解析装置。

【請求項103】 前記構造的特徴が、前記ボリュームメトリック構造が長手方向に延びる方向となる曲線状の軸である、請求項95に記載の画像解析装置。

【請求項104】 前記コンピュータが、前記曲線状の軸に沿ったそれぞれの点において前記曲線状の軸に接するそれぞれの線に直角となるように前記面を選択している、請求項103に記載の画像解析装置。

【請求項105】 さらに、前記複数の画像データ組に従って前記断面画像を表示するための表示装置を備えている請求項95に記載の画像解析装置。

【請求項106】 画像化する対象物内のボリュームメトリック構造を表すボリュームメトリック・データを収集するイメージング・システムに結合されているか、または該イメージング・システム内に含まれている画像解析システムであって、

前記ボリュメトリック・データを格納するための記憶システムと、  
ボリュメトリック構造の構造的特徴を表している量的情報に基づいて選択した  
対応する面内において、その各々がボリュメトリック・データに基づくと共にボ  
リュメトリック構造の断面画像を指定している複数の画像データ組を作成するた  
めのコンピュータ・システムと、  
を備える画像解析システム。

【請求項107】 前記ボリュメトリック・データがボリュメトリック画像  
データである、請求項106に記載の画像解析システム。

【請求項108】 前記ボリュメトリック・データがボリュメトリック投影  
データを含み、且つ、前記コンピュータ・システムが前記複数の画像データ組を  
、さらにボリュメトリック投影データに基づいて作成している、請求項106に  
記載のイメージング装置。

【請求項109】 前記画像化した対象物が人間の患者の一部である、請求  
項106に記載の画像解析システム。

【請求項110】 前記一部が臓器である、請求項109に記載の画像解析  
システム。

【請求項111】 前記ボリュメトリック構造が虫様構造である、請求項1  
06に記載の画像解析システム。

【請求項112】 前記虫様構造が管状構造である、請求項111に記載の  
画像解析システム。

【請求項113】 前記ボリュメトリック構造が長手方向の軸を有する管状  
構造であり、且つ、前記量的情報が前記長手方向の軸を表しているパラメトリッ  
ク曲線を規定するパラメトリック値を含んでいる、請求項106に記載の画像解  
析システム。

【請求項114】 前記構造的特徴が、前記ボリュメトリック構造が長手方  
向に延びる方向となる曲線状の軸である、請求項106に記載の画像解析システ  
ム。

【請求項115】 前記面が、前記曲線状の軸に沿ったそれぞれの点におい  
て前記曲線状の軸に接するそれぞれの線に直角となるように選択されている、請

求項114に記載の画像解析システム。

【請求項116】 さらに、前記複数の画像データ組に従って前記断面画像を表示するための表示システムを備えている請求項106に記載の画像解析システム。

【請求項117】 イメージング・システムで収集され、画像化した対象物内のボリュメトリック構造を表しているボリュメトリック・データを解析するためのプログラムでコード化したコンピュータ読み取り可能な媒体であって、前記プログラムが、

ボリュメトリック画像データを解析することにより、ボリュメトリック構造の構造的特徴を表している量的情報を決定すること、

前記量的情報に基づいて選択した対応する面内において、その各々がボリュメトリック構造の断面画像を指定している複数の画像データ組を作成すること、を行わせる命令を含んでいる、コンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項118】 前記ボリュメトリック・データがボリュメトリック画像データを含み、且つ、複数の画像データ組を作成するための前記プログラム命令が、前記複数の画像データ組をさらにボリュメトリック画像データに基づいて作成させる命令を含む、請求項117に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項119】 前記ボリュメトリック・データがボリュメトリック投影データを含み、且つ、複数の画像データ組を作成させる前記プログラム命令が、前記複数の画像データ組をさらにボリュメトリック投影データに基づいて作成させる命令を含む、請求項117に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項120】 前記画像化した対象物が人間の患者の一部である、請求項117に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項121】 前記一部が臓器である、請求項120に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項122】 前記ボリュメトリック構造が虫様構造である、請求項117に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項123】 前記虫様構造が管状構造である、請求項122に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。



【請求項124】 前記ボリュメトリック構造が長手方向の軸を有する管状構造であり、且つ、前記量的情報が前記長手方向の軸を表しているパラメトリック曲線を規定するパラメトリック値を含んでいる、請求項117に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項125】 前記構造的特徴が、前記ボリュメトリック構造が長手方向に延びる方向となる曲線状の軸である、請求項117に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項126】 前記プログラムがさらに、前記曲線状の軸に沿ったそれぞれの点において前記曲線状の軸に接するそれぞれの線に直角となるように前記面を選択させるためのプログラム命令を含んでいる、請求項125に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項127】 前記プログラムがさらに、前記複数の画像データ組に従って前記断面画像を表示させるためのプログラム命令を含んでいる、請求項117に記載のコンピュータ読み取り可能な媒体。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は、全般的には様々なイメージング様式で取得したデータの再フォーマット(reformat)に関し、より具体的には、本発明は、画像化された構造に対する正確な評価や推定を容易にするためのこうしたデータに対する再フォーマットに関する。具体的な実施の一形態では、本発明は、動脈や特定臓器の脈管構造などの血管を侵している狭窄の定量化を支援するために、3次元のボリュメトリック・コンピュータ断層撮影(CT)データを3次元断面データに再フォーマットすることに関する。

## 【0002】

## 【発明の背景】

血管疾患は、梗塞や虚血の主な原因の1つである。幾つかのイメージング様式によって、アテローム性動脈硬化症を評価するための方法が提供されている。血管の狭窄を評価するための臨床的に受け入れられている様式の1つにアンギオグラフィがある。アンギオグラフィでは、カテーテルを診断対象の血管内に挿入する。次に、放射線に不透明な造影剤を診断対象の血管内に注入する。注入を進めている間に、罹患臓器または組織領域(また、さらに詳細には、診断対象の血管)に対するX線投影画像をイメージ・インテンシファイアやデジタル検出器アレイを用いて収集している。収集したX線投影画像は隣接するモニター上にリアルタイムで表示される。診断対象の血管のX線投影画像から、血管の直径が推定され血管の狭窄の量の定量的推定が導かれる。

## 【0003】

血管のアンギオグラフィに関連する問題としては、アンギオグラフィが極めて侵襲的であることがある。さらに、アンギオ画像から得られる臓器の脈管構造画像は、典型的には、3次元脈管構造に対する2次元投影画像を収集しているため、骨、重複する血管、対象血管の捻れなどの入り組んだ構造を含んでいる。イメージング・システムの位置を造影剤注入の前に調整してこれらの影響を最小にすることができるが、隣接する構造の幾らかの重なりは不可避である。

## 【0004】

超音波イメージングを使って血管の寸法などの構造的特徴を評価することもできる。血管内超音波法（IVUS）により、ダイナミック画像が収集されるようになっている。アンギオグラフィのカテーテル操作の場合と同様に、IVUS技法も極めて侵襲的である。非侵襲的技法を使用する場合、血管疾患を高信頼で繰り返し性良く評価するためには、肋骨などの骨を基準としてプローブを配置させること、対象血管にプローブを接近させること、並びに熟練したオペレータが必要であること、などにより重大な課題が生じている。

## 【0005】

最近では、磁気共鳴イメージング法（MRI）やX線コンピュータ断層撮影法（CT）など、血管の狭窄を定量化するために別の様式により作成したボリュメトリック・データを使用することに関心が寄せられている。

## 【0006】

MRIでは、画像化する組織の磁気分極及び分極した原子の（例えば、電磁波による）磁場励起を使用して、関心対象構造または対象臓器の3次元（3D）モデルを作成するように再構成を受けるボリュメトリック・データを収集している。MR画像を使用すると、臓器の脈管構造を周辺組織からセグメント分割(segmentation)され、典型的には、作成した画像を熟練した読影者が視覚的に検討することにより狭窄の量を決定できる。医用画像を作成するためのMRIスキャンでは、関心領域に対応するボリュメトリック・データを収集するのに長時間を要することもある。その理由は多くの場合、データ収集が呼吸などの生理学的機能に適応するためにゲート制御されているためである。

## 【0007】

X線コンピュータ断層撮影（CT）もこれまで、幾つかの血管構造で狭窄を評価するための可能な選択肢の1つと考えられてきた。しかし、正確なCTとするには、画像化している患者をデータ収集の間静止した状態に保ちそのデータを数学的に一貫したものにする必要があるために、欠点が生じている。静止が保てない場合には、再構成画像内にアーチファクトが発生する。呼吸運動が運動性の不整合の最も大きな原因である場合が普通である。この呼吸の影響は、デー

タ収集の間、患者に呼吸を停止してもらうことにより制限することができる。

【0008】

コンピュータ断層撮影（CT）イメージング・システムを使用すると、ボリュメトリック再構成により血管を隣接する組織からセグメント分割(segmentation)することができる。しかし、再構成画像による関心対象構造の描出が具体的な構造的特徴を検討するためには不都合な向きであることもしばしばある。結果は全体として、評価を実施するには精密さが低い状態となっている。

【0009】

デジタル・データを処理して画像化した対象物のボリュメトリック画像を表現することができ、この場合に、この処理済みデータのことをボリュメトリック再構成データ、あるいは「ボリュメトリック画像データ(volumetric image data)」と呼んでいる。しかし、任意のイメージング様式（例えば、MRI、CT、超音波、など）によりボリュメトリック画像を作成した後で、再構成した画像から狭窄を定量化することは困難のままである。一般に、対象血管は周知の再構成アルゴリズムで 사용되는直線状グリッドと直角になっていない。したがって、ボリュメトリック再構成データを再フォーマットして血管その他の構造の狭窄の定量化を改良するための方法が必要である。より一般的には、ボリュメトリック・データを再フォーマットして画像内に表現されている構造的特徴を正確に評価するためには、より妥当な方向に向いた画像を提供することが望ましい。

【0010】

【発明の概要】

本発明は、ボリュメトリック画像を選択した面方向で1つまたは複数の2次元（2D）表示に再フォーマットするための、方法、装置、並びにこのためのプログラムを格納しているコンピュータ読み取り可能な媒体を提供する。

【0011】

第1の表現態様では、本発明は、ボリュメトリック構造を画像化するための、方法、装置、システム及びソフトウェアを提供する。この第1の態様による方法は、画像化した対象物を表すボリュメトリック画像データに基づいて、画像化した対象物内のボリュメトリック構造の構造的特徴を表している量的情報を計算す

ることを含む。本方法はさらに、量的情報に基づいて選択した面内においてボリュメトリック構造の断面画像を指定している断面画像データを作成することを含む。

#### 【0012】

第2の表現態様では、本発明は、ボリュメトリック構造を画像化するためのさらに別の方法、装置、システム及びソフトウェアを提供する。この第2の態様による方法は、画像化した対象物内のボリュメトリック構造を表しているボリュメトリック・データを収集することを含む。この第2の態様による方法はさらに、ボリュメトリック構造の構造的特徴を表している量的情報に基づいて選択した対応する面内において、その各々がボリュメトリック構造の断面画像を指定している複数の画像データ組を作成することを含む。

#### 【0013】

本発明に関するこれらの態様と利点、並びにその他の態様と利点は、添付の図面と関連させて取り上げた好ましい実施形態に関する以下の詳細な説明から明らかとなり、且つより容易に理解できるであろう。

#### 【0014】

##### 【発明の実施の形態】

典型的な放射線写真撮影システムまたはコンピュータ断層撮影（CT）イメージング・システム10を図1に示す。図1に開示したタイプのイメージング・システムについては、Avinash C. Kak及びMalcolm Slaneyによる「Principles of Computerized Tomographic Imaging」（IEEE Press, 1988:126～132頁）にさらに詳細に記載されている。図1に示すように、イメージング・システム10は、寝台などの支持体16上に位置決めされた対象物14（患者など）に主信号を伝達するX線源などの線源12を含んでいる。主信号は対象物14及び支持体16を透過し、検出器アレイ18により検出を受ける。検出器アレイ18による主信号の検出は、データ収集コンポーネント19により制御されている。

#### 【0015】

図1に示すCTイメージング・システム10は、典型的には、いわゆる、第3世代のCTイメージング・システムである。こうした第3世代のシステムでは、線源12と検出器アレイ18は共に、確立された集束性の整列を維持しながら互いにタンデム状態で移動するように共通の制御装置20により制御されている。検出器アレイ18は、X線源に対して集束性に整列したコリメート用プレートを含む場合やこれらのプレートを含まない場合がある。集束性の整列(focal alignment)とは、検出器アレイ18のコリメート用プレートが線源12の方向を指しているという意味である。制御装置20は、典型的には、CTシステム用コンピュータ22が発する命令に基づいて、線源12及び検出器アレイ18に関するオン・オフ状態及び移動を制御している。CTシステム用コンピュータ22はさらに、データ収集コンポーネント19も制御している。

【0016】

X線信号を検出した後、データ収集コンポーネント19は検出したX線強度信号をCTシステム用コンピュータ22に供給するためのデジタル・データに変換する。次いで、CTシステム用コンピュータ22はよく知られる技法に従ってこのデジタル・データを処理し、処理したデジタル・データをシステム用メモリ24内に格納し、さらに処理したデジタル・データを表示装置26上に表示させる。システム用メモリ24はコンピュータ22の内部に常駐するローカル・メモリとする場合やコンピュータ22の内部または外部に配置した磁気ディスクなどの大容量記憶媒体とする場合がある。

【0017】

図2は本発明のイメージング・システム34を図示したものである。図2に示すイメージング・システム34は第3世代のCTイメージング・システムであり、本発明を実施しているイメージング・システムの一例として使用しているものである。より一般的に、本発明は、CT、MRI、超音波などの3次元(すなわち、ボリュームトリック)画像を提供する任意の断層撮影システムやボリューム・レンダリング・システムに適用可能である。

【0018】

本発明のイメージング・システムは、CTイメージング・システムで実施した

場合、第3世代のCTイメージング・システムに限定されるものではないことに特に留意されたい。本発明は、別法として、いわゆる、第4世代のCTイメージング・システムで実施することもできる。第3世代のCTと第4世代CTのいずれの場合でも、そのCTシステムは、適当な3次元データを収集するためのモードで動作させたファンビーム・システムとコーンビーム・システムのいずれとすることもできる。

【0019】

以下の説明の全般にわたり、図2に示すイメージング・システム34を指し示すために、「X線イメージング・システム」、「X線写真撮影システム」、「コンピュータ断層撮影イメージング・システム」、「CTイメージング・システム」という用語を区別なく（同義で）使用している。

【0020】

図2に示す本発明によるX線イメージング・システム34では、同じ番号が、図1に示す従来技術のX線イメージング・システム10に対応する同様の部分を意味するようにしているため、本明細書ではこれら同様の部分に関しては繰り返して記載していない。

【0021】

本発明のイメージング・システム34の説明では、CTシステム用コンピュータ22、システム用メモリ24（データ再フォーマット・プログラム25を格納している）、並びに表示装置26に焦点を当てている。本発明で使用する場合、コンピュータ22及びメモリ24は協同して、画像解析装置36を備えている。表示装置26は、任意選択では、装置36の一部と見なすこともできる。こうした画像装置は、別法として、イメージング・システム34から分離させることができるが、例えば、コンピュータ・ネットワーク（図示せず）によりイメージング・システム34と結合させることができる。

【0022】

さらに詳細には、本発明の説明は、先ずイメージング・システム34がX線源12、検出器アレイ18及びデータ収集コンポーネント19を使用して対象物14のボリュメトリック（3次元、すなわち「3D」）投影データを収集したとこ

ろから始まる。イメージング・システムを使用してボリュメトリック・データを収集することについては、当技術分野でよく知られている。次いで、この投影データは、当技術分野では十分理解されているように、適当な再構成手順により3D画像データに再構成される。

【0023】

ここで「投影データ(projection data)」とは、複数の異なる方向から対象を照射しているエネルギー波や線束の相対的な伝達を表しているデータのことである。投影データが多数の異なる方向への照射に対応したデータである場合、この投影データは、適当な再構成手順を適用して対象物の画像に再構成することができる。「ボリュメトリック投影データ(volumetric projection data)」とは、画像化した対象物の3次元領域を占有する点に対応しており、3次元画像を作成する元になる2次元投影データのことである。

【0024】

ボリュメトリック・データを収集した後、CTシステム用コンピュータ22はシステム用メモリ24からデータ再フォーマット・プログラム25を読み込む。図3に示すように、続いて、ボリュメトリック・データが本発明のデータ再フォーマット・プログラム25に入力され、さらにシステム用コンピュータ22は本発明のデータ再フォーマット・プログラム25を実行する。本発明のデータ再フォーマット・プログラム25から得られる出力は、対象物14に対応する再フォーマット後のボリュメトリック・データとなる。再フォーマット後のボリュメトリック・データのことを断面直線状データという。

【0025】

「断面画像データ(sectional image data)」とは、断面画像、すなわち、3次元物体の断面の2次元画像を指定しているデータのことである。断面画像データは「直線状データ(rectilinear data)」あるいは「直線状画像データ(rectilinear image data)」と呼ぶこともある。

【0026】

1組のデータによって、表示、あるいは該データ組からの再構成を可能とする際の1枚の画像が「指定(specify)」される。「画像データ組(image data set)



」とは、ある画像を指定しているこうしたデータの組のことをいう。画像データの1組により1枚の2次元画像または1枚の3次元画像を指定することができる。

【0027】

図4は、本発明のデータ再フォーマット・プログラム25が本発明のCTシステム用コンピュータ22に実行を指令している、本発明の再フォーマット処理40の概要図である。データ再フォーマット処理40については、図5～13を参照しながらさらに詳細に説明する。

【0028】

ここで図4について説明すると、ボリュメトリック画像データは、先ず、CTなどの所与の様式に適した標準的技法を用いて再構成させるか、さもなければ、別のイメージング方法により取得した後、操作400においてこれを受け取り、データ再フォーマット・プログラム25に入力する。ボリュメトリック・データは、その内部に長手方向に延びる構造を含む複雑な対象の画像に対応していることがある。こうした構造はそれぞれ、空間的に湾曲した1つまたは複数の部分を含むことがある。こうした長手方向に延びる構造としては、例えば、任意の管状構造がある。詳細には、こうした構造は動物の血管などの流体搬送構造であることがある。

【0029】

具体的な実施の一形態では、こうした長手方向に延びる構造が患者（人間）の血管であることがある。この後者の場合、この複雑な構造は、血管により供給を受ける臓器の組織など、血管に隣り合う（すなわち「隣接する（adjoining）」）組織を含むことがある。記載しようとする例示的な実施形態では、本発明は血管の画像化という具体的なコンテキストで適用している。本発明が、その内部の虫様構造などの構造の検討や評価をより適当にするために、複雑な構造のボリュメトリック画像データを再フォーマットすることが望ましいような広範な画像化上の問題に対して同等の効力及び利点をもたらすことは、当業者であれば理解するであろう。

【0030】

本明細書で使用する場合、「ボリュメトリック構造(volumetric structure)」とは、より大きな対象内に、恐らくその一部または全体として、含まれており、空間的3次元方向に延びている物理的構造のことをいう。したがって、3次元物体はボリュメトリック構造であり、またボリュメトリック構造を含むこともあるが、2次元表面上の影は2次元のみに延びており、したがってボリュメトリック構造となっていない。ボリュメトリック構造の「断面」とは、ある特定の面内でのその構造の2次元ビューのことである。

#### 【0031】

ボリュメトリック構造の「構造的特徴」とは、その構造の定量的な寸法や性質のことをいう。例えば、構造的特徴は、その構造により占有されている3次元領域の体積、その構造の特徴的部分の長さ、その構造が主として延びる方向である長軸、その構造の長軸を横切る短軸、その構造の表面部分の面積、その他とすることがあるが、これらは例示目的で提示したものであり限定を意図したものではない。

「虫様(vermiform)」構造とは、長手方向の軸（曲線状の軸であることもある）に沿って、該長手方向の軸と直角な構造の最大直径の少なくとも数倍の距離延びているようなボリュメトリック構造のことである。虫様構造の一部分が、この一部分自体がその構造の最大直径の数倍未満の距離しか延びていないものの、虫様構造として扱われることもある。「管状」構造とは、実質的に長手方向の軸に沿って延びている、内部の間隙を画定している虫様構造のことをいう。ある管状構造の内部の間隙（すなわち、「管腔」）は、必ずそうではないが、典型的には、その管状構造が位相幾何的にトーラス（円環体）と等価（「等寸で同形(isometrically isomorphic)」）である場合に、接続された領域となる。

#### 【0032】

再フォーマット処理40は、ボリュメトリック画像データ内に表されており且つ血管の長手方向に延びる部分に対応する関心領域に対するマスクを作成する操作である、操作402に進む。このマスク作成に関する好ましい手順には、しきい値セグメント分割操作、及び膨張変換(dilation)操作を含むことが望ましい。次に処理40は、この血管部分に対する長手方向の軸曲線を操作402で作成

したボリュメトリック・マスクから決定する操作である、操作404に進む。

【0033】

若干詳しく説明すると、再構成した体積の $z$ 軸に沿って血管を含む各スライスに対して $x$ 、 $y$ 座標で表した中心を決定すると、この $x$ 、 $y$ 座標は $z$ の関数となり、 $x$ 、 $y$ 座標に対する最小2乗当てはめが展開される。基本的には、 $x$ は血管中心の $x$ 座標に関して $z$ の関数であり、同様に、 $y$ は血管中心の $y$ 座標に関して $z$ の関数である。これらのデータの各々に対して最小2乗技法を用いて多項式を当てはめ、血管軸に対する平滑表示を作成する。上述の処理の結果、血管の中心線（すなわち、長手方向の軸）の表示が得られる。次いで、この中心線と直角な面を算定し、さらにこの斜方向の面上のデータを検討する。中心線に対して算定した直角な面上で画素値を推定する。

【0034】

操作406では、長手方向の軸曲線に沿った斜方向切断に対する画像データを作成している。ここで、「斜方向切断」とは、ボリュメトリック画像データをその上に表示させるための、3次元直線状グリッドに対して平行でないある選択した向きにある面内で長手方向に延びる構造の断面画像を意味する。詳細に記載しようとする具体的な実施形態では、その斜方向切断は、長手方向の軸曲線に対して、この曲線に沿ったそれぞれの位置において直角となるように選択している。2つ以上の斜方向切断を選択するときには、異なる斜方向切断が3D矩形グリッドに対して異なる向きとなることがある。

【0035】

断面の「向き」とは、3次元における事前に定めた直交軸の組に対してその断面の面がもつ角度方向のことである。断面の向きは、様々な等価な方法で表現することができる。例えば、この向きは3次元における一次方程式の係数により、すなわち、 $Ax + By + Cz + D = 0$ により、表現することができる。別法として、この向きはその面に対する単位法線ベクトルにより表現することもできる。

【0036】

その面に対する位置と向きを指定することにより、1つの面が「選択」される。3次元の所与のベクトルにより、このベクトルに平行な共通の単位法線ベクト

ルを有する一族の平行面を指定できることは、よく知られた幾何学的事実である。したがって、ある面は、例えば、(1)その面上に含まれる1つの点を指定すること、(2)その面と直角となるような線を指定すること、により選択することができる。指定する線は指定した点も通過していることが好ましいが、これは任意選択の配置である。当業者であれば、この斜方向切断は、別法として、その構造の軸を基準として別の向きに選択することもできることを理解するであろう。

#### 【0037】

さらに、処理40は、(1つまたは複数の)斜方向切断上で再フォーマット後のボリュメトリック画像データに対する追加処理を行う操作410を含むことが望ましい。例えば、再フォーマット後の画像データにより提供される斜方向切断の画像に対する表示は、しばしば用いられる後処理操作の1つである。画像表示は、画像化した構造の評価のため、特に医用画像のために、従来より好ましいとされる後処理様式としてよく知られている。定量的成績を作成するための再フォーマット後の画像データに対する計算処理など、別の後処理操作も可能である。

#### 【0038】

図4の操作402～406について、ここで図5～7を参照しながら詳細に記載することにする。

#### 【0039】

図5は、図4の操作402を実行するための例示的処理を表した流れ図である。図5では、操作512において、いわゆるシード画素を選択する。ここで「シード画素(seed pixel)」とは、ボリュメトリック画像データのうち、その関心領域内に含まれることが確実に分かっている画素のことをいう。例えば、狭窄を評価するための血管の画像化のコンテキストでは、血管内腔に含まれることが極めて確実に分かっている画素がシード画素となることがある。シード画素は、最初の直線状グリッド画像データからの画像に対するカーソル指示など、オペレータ入力から決定することが望ましい。別法として、シード画素は、最初のボリュメトリック画像データに対する予備解析から予め指定しておくこともできる。

#### 【0040】

このシード画素を用いて、操作522において、画素を接続させることを要求するしきい値処理手続きによりボリュメトリック画像データに対する大まかなセグメント分割を実行する。操作522の大まかなセグメント分割により関心領域の初期決定が得られるが、この操作は境界的な画素を排除するように設計することが望ましい。次いで、大まかなセグメント分割の結果から、操作532で選択した接続性基準を用いるモルフォロジー操作を利用して、これらの画素に対するより精細な分類を実行する。次いで、膨張変換操作542において、関心領域（例えば、血管内腔）の、いわゆるマスクを、大まかなセグメントのモルフォロジー膨張変換により作成する。

#### 【0041】

操作512のシード画素は、最初の画像データの画素が「セグメント分割される(segmented)」(すなわち、関心領域の画素とそれ以外の領域の画素とに分割される)処理の開始点となっている。関心領域(例えば、血管内腔)は、先ずしきい値セグメント分割操作522において、大まかに区分される。血管の内部は、最初の画像の画素分布に基づいて選択したCT値しきい値を用いて残りの組織から血管をセグメント分割することにより、大まかに指定される。一般に、セグメント分割操作522からの所望の結果は、強度が大きい画素からなる領域を強度が比較的より低い画素からなる領域から識別すること、またはこの逆の識別をすることとなる。セグメント分割操作522の結果は、大まかにセグメント分割した管腔部分となり、この部分は「シード画素セグメント」ということもある。この処理の一部として、しきい値基準を満たしている画素に対して接続性基準を適用する。当業者には周知のように、この接続性基準により、シード画素セグメントに隣接しない画素がセグメント分割処理の出力に含まれないことが保証される。

#### 【0042】

このしきい値の値は、血管の画像化された部分の長さ方向に連続する経路を維持しながら、隣接する構成要素(例えば、臓器組織)から血管をセグメント分割することができるようにして、ユーザにより選択することが望ましい。さらに詳細には、血管内の点及びしきい値の境界値は、残りの組織(例えば、動脈による

供給を受けている臓器内の構造など) から、上述のようにして血管(例えば、動脈など)を適正に切り出せるように選択される。そのしきい値が管腔内の最大の画素輝度に対して大きな割合に選択された場合には、大まかなセグメント分割操作により管腔外部の領域が排除される。一方、しきい値は、大まかな管腔セグメントが画像化された部分の長さ方向に連続するように確実に選択することが好ましい。こうした大まかなセグメント分割結果を達成するためのしきい値処理操作及び接続性基準は、当業者にはよく知られている。

#### 【0043】

このシード画素セグメントを、最初の画像データに対するより精細なセグメント分割の開始点とすることが望ましい。操作522の大まかなセグメント分割は包含不足(under-inclusion)の方に偏らせておくことが好ましいため、このシード画素セグメントは関心領域の一部分だけを形成しているものと予測することができる。したがって、図5の操作532によりシード画素セグメントに追加の画素を接続させるための基準を選択する。操作532におけるこれらの接続性基準の選択は、本発明のその他の操作に先だって実行することがある。具体的な基準は関心領域の幾何学的特徴を考慮して選択することができることは、当業者であれば理解するであろう。大まかにセグメント分割された血管(すなわち、シード画素セグメント)は操作542において膨張変換する。さらに詳細には、残留する造影強調した血液が確実に血管のセグメント分割部分内に含まれるように、膨張変換モルフォロジー演算子を使用して血管を膨張変換する。さらに、血管に対する膨張変換処理により(含まれる体積が以前よりも大きくなり)、得られる再フォーマット後の画像データの定量分析(定量分析を実施しようとする場合に)に対する画像アーチファクトの影響を最小限にすることができる。しきい値処理技法により決定した血管表面は、画像アーチファクトが存在すると不規則にセグメント分割されていることもある。膨張変換操作はこれらの影響を軽減させる傾向があり、このため断面直線状データからより正確な定量結果を得ることが可能となる。

#### 【0044】

膨張変換処理の間にシード画素セグメントの領域に対して追加するために、3

Dの矩形ボックスとして観察される関心対象画素を既存の領域に接触させる必要がある、この際、その接触はボックスの辺に沿う方向、ボックスの側面に沿う方向、またはボックスの頂点に沿う方向のいずれかからとする。接続性基準は、上記の3つの選択肢のうちの任意の組み合わせとすることがある。したがって、図5の操作542の一部として、操作532で選択した接続性基準を使用しながら、セグメント分割操作522の結果に対して膨張変換モルフォロジー演算子を適用する。膨張変換モルフォロジー演算子により、選択した接続性基準に基づいてこの領域に対してより多くの画素が追加される。例えば、この領域を膨張変換する条件が、ある画素がすでにその領域にある少なくとも1つの画素と辺、面または頂点で接続している場合に限りその画素の追加が可能である、というものであると考える。モルフォロジー演算子を適用することによって、その体積全体の画素を解析し画素がこの基準を満たすか否かを決定する。条件を満たす場合には、その画素をこの領域に追加する。これらのモルフォロジー演算子やその他のモルフォロジー演算子についての詳細は、Anil K. Jain (Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ) による「Fundamentals of Digital Image Processing」(1989, 384～390頁)に記載されている。

#### 【0045】

操作542では、膨張変換演算子を選択した回数だけ適用し管腔領域のマスクを作成することができる。典型的には、マスクは1つの画素パターンであって、これを使用して、画素の別のパターンの部分を残留させたり除去させたりする選択的な制御をすることができる。ここで、操作542で得られる「マスク (mask)」は、まず、管腔断面の標準化した表示として使用され、これを元にして、モーメント (重心) 計算により断面質量中心を導き出すことができる。さらに、このマスクは後により典型的な方式でも使用する、すなわち、ボリュメトリック・データ内の管腔領域の画素を選択するためにも使用している。

#### 【0046】

本発明のある具体的な実施では、操作542で作成するマスクは、最初のボリュメトリック画像データの画素アレイに対応しているが、2進数の値 (すなわち

、0または1)しか有していないような3次元の配列である。このマスク画素は、管腔領域内にあると考えられる画素に対しては値1を有し、これ以外の画素に対しては値0を有している。したがって、このマスクは、セグメント分割及び膨張変換により特定された管腔領域の2進数表記となる。

【0047】

図6は、図4の操作404の具体的な実施の一形態を詳細に示す流れ図である。図6の手順は最初のボリュメトリック・データが表している血管部分の全長方向で血管の長軸を決定するためのものである。血管軸の決定は、図5の手順により得られたマスクからの連続するスライス画像（すなわち、「マスク処理スライス画像(masked slice image)」）を用いることにより実現される。最初のボリュメトリック・データは、直線状グリッドのグリッド点により画定される対応する連続する画像面において、画像化した対象物に関する一連のスライス画像（すなわち、「アキシャル・スライス(axial slece)」）を表している。図6の以下の検討において、連続する各画像面内の2つの次元方向はx軸とy軸により規定され、一方、一連のアキシャル・スライスはz軸で規定される第3の次元方向に延びているものと仮定している。

【0048】

操作614において、まず、マスク処理スライス画像が選択される。操作624において、x軸及びy軸の各々に対して、血管内腔域のモーメントが計算され、血管の中心となるように選択される。さらに詳細には、この血管の中心は、マスクにより提供される血管断面の2進表記に対してスライス単位でモーメント計算を実行することにより決定される。

【0049】

操作634により、このマスクがモーメントの計算対象となる追加のスライスを含んでいるか否かが決定される。計算対象のスライスを含んでいる場合には、操作644により次のマスク処理スライス画像を選択して、処理手順は操作624のモーメント計算に戻る。このマスクは2進表記であるため、各アキシャル・スライスごとに、マスク処理スライス画像全体のモーメント（重心）によりそのスライスが表している管腔域のモーメントが等価的に表される。そのアキシャル



・スライス内に複数の血管が存在する場合には、計算されたモーメントが単一の血管の断面に対応するようにそのマスク処理領域をより小さくすることに留意されたい。

#### 【0050】

モーメントを計算し終わると、処理手順は、計算したモーメントを用いて、各スライス画像内の管腔の中心点のx座標とy座標をそれぞれ特定する操作である、操作654に進む。したがって、 $x_c$ をxモーメントに等しく設定し、 $y_c$ をyモーメントに等しく設定することによって、各アキシアル・スライスに対する中心点( $x_c$ ,  $y_c$ )が規定される。操作624及び654は、例えば次のようにして、一組の計算により実現させることができる。

#### 【0051】

【外1】

```
for i = 0, nSlices - 1 do begin
```

```
    t = mask(*, *, i)
```

```
    tt =  $\sum_j \sum_k t(j, k)$ 
```

$$xcent(i) = \sum_k \left[ \sum_j t(j, k) \cdot x_j \right] / tt$$

$$ycent(i) = \sum_j \left[ \sum_k t(j, k) \cdot y_k \right] / tt$$

```
endfor
```

#### 【0052】

これらは、コンピュータ22の具体的な処理アーキテクチャ向けに最適化された適当なオブジェクト・コードで実施することが好ましい。こうした実施は、多数の機能的に等価なプログラム言語（C、C++、フォートラン、など）の任意の言語で実行することができるルーチンのプログラミング・タスクとし、こうした実施のために万一試験が必要となる場合であっても過度の試験をしなくとも済むようにしているものと理解されよう。この結果として、重み付け「1」画素をy方向で合計し、y方向での重み付けした「集団(mass)」が得られる。同様に、

重み付け「1」画素をx方向で合計しx方向での重み付けした集団が得られる。残りの操作は、重心を計算するための標準的な計算であり、多くのプログラミング技術においてよく知られているものである。

【0053】

次いで、操作664において、2次元中心点( $x_c$ ,  $y_c$ )を3次元の点と関連付ける。すなわち、操作664により、各アキシアル・スライスのz軸位置をそのスライスの管腔中心点( $x_c$ ,  $y_c$ )と関連付ける。この結果として、その各々が直線状グリッドの対応するz値において血管内腔の長手方向の軸上に収まるような、3次元における離散点の集合が得られる。

【0054】

次いで、操作674において、この3次元中心点に対して3次元曲線を当てはめる。各スライスから計算したモーメントを用いて、各スライスの中心点を、最小平均2乗誤差計測法を使用した平滑な曲線(すなわち、その曲線と計算した中心点の間の2乗誤差を最小にするような滑らかな曲線)と当てはめする。次いで、この平滑な曲線により3次元空間での血管の軸を表現させる。具体的な実施の一形態では、この平滑な曲線は、x変数及びy変数をパラメータとしたzの2次多項式により定義されている。

【0055】

「曲線当てはめ(curve fitting)」とは、本明細書では、所与のタイプの曲線(すなわち、「一族(family)」の曲線)に対して、特定の1組の点の最も近くにある具体的な曲線を決定するための計算手順であると規定する。「一族の」曲線とは、その係数がパラメータで表現されている1組の共通の定義式により指定されるような1組の曲線群のことをいう。その族内の曲線の具体的な1つは、係数パラメータに対する具体的な値を指定して選択することができる。したがって、指定されていないパラメータをもつ1つまたは複数の式は、あらかじめ選択しておくことができるようなテンプレートの役割を果たす。適当な当てはめ操作によりパラメータに対する特定の値が決定され、これにより、当該の曲線族から1つの特定の曲線が選択される(データに当てはめられる)。

【0056】

さらに、スプライン補間方法やコロケーション法などによる区分定義関数(piecewise-defined function)の組み合わせとして曲線を規定することも可能である。別の代替方法の1つでは、有限要素法やウェーブレット法などによる独立ベースの関数の組み合わせ(すなわち、重ね合わせ)として曲線を規定している。曲線を規定するためのその他の代替方法は、数値解析及びコンピュータ計算モデルに関する当業者には明らかであろう。

#### 【0057】

曲線当てはめ操作は、例えば、(補間により)特定の点に一致させたり、あるいは何らかの具体的な最適化基準を満足している「最適当てはめ」曲線を決定することにより当該データとのマッチングをさせることができる。典型的には、最適当てはめ曲線とは、対応する目標関数が当該データに対する最適値(例えば、最大値または最小値)に合わせた推定をする対象となる曲線のことである。したがって、当該の組の画素データ及び検討している曲線に関しては、離間の測度が目標関数の値に対応する。

#### 【0058】

最適化基準は、最小2乗値の最小化が好ましいが、別法として、当技術分野でよく知られた様々な曲線当てはめ最適化基準から選択することもできる。曲線からなるモデル、すなわち「一族」は、2次多項式や3次多項式などの低次数の多項式により定義される、一族のパラメトリック曲線とすることもある。別法として、当てはめ操作674は、様々なスプライン補間(立方スプライン、その他)などの様々な補間手順や当技術分野でよく知られたその他の補間手順のうち任意の補間手順により曲線を決定することもできる。

#### 【0059】

図7は、図4の斜方向切断生成操作406を実現するための手順を表した流れ図である。平滑な曲線を用いて、血管の長手方向の軸に沿った様々な場所で切断面を決定する。本発明の具体的な実施の一形態では、この面の向きは血管軸と直角となるように選択する。次いで、この血管に対応するボリュメトリック・データをこの切断面に沿って再フォーマットし、再フォーマット後のCTデータを断面直線状データとして生成させる。より具体的には、この具体的な実施形態では

、血管に対する直角な切断がボリュメトリック・データでは斜方向切断に対応するため、血管軸と直角な各切断面上のあらゆる点のデータをこのボリュメトリック・データから補間している。

【0060】

操作716では、様々な場所の $z$ 値を選択する。例えば、選択する $z$ 位置は、直線状グリッドにより決定される連続する直線状スライス画像の $z$ 位置とすることができる。必須ではないが、軸の原点( $z=0$ )を、通常は血管の長手方向部分の中心に位置させることが望ましい。別法として、この $z$ 値は、血管に沿って距離が等間隔に区分されるように選択することがある。

【0061】

操作726において、最初の斜方向切断を選択する。斜方向切断の各々に対して、操作736により、斜方向切断が長手方向の軸曲線と交わる点である3次元の点を特定する。斜方向切断の $z$ 位置が直線状グリッド面のうちの1つの面の $z$ 位置であるような場合には、この交点は単純に、図6の操作624～654において計算した管腔域の3次元中心点の位置にあたるか、あるいはこの点の近傍にくることになる。

【0062】

操作746において、直線状グリッドの3つの軸に対して斜方向切断の選択する向きが決定される。具体的な実施の一形態では、この選択する向きにより、長手方向の軸曲線と直角な斜方向切断をこの交点に配置する。この選択した向きに基づいて、操作756により、直線状グリッドの座標での斜方向切断グリッド点の位置（すなわち、斜方向切断の画素位置）を計算する。

【0063】

選択する向きは、例えば、接線が交点位置で直線状グリッド軸に対して形成する角度を計算することにより決定することができる。別法として、斜方向切断の向きは、斜方向切断面の方程式を算定することにより決定することもできる。長手方向の軸曲線は、 $x$ 変数及び $y$ 変数を $z$ の関数（すなわち、 $z$ がパラメータである）として定義しているパラメトリック方程式により表現することができる。この曲線に沿った管腔中心点は、上で概説したようにして決定される。この場合

、各管腔中心点において、この曲線に当該の点で接している単位ベクトル  $n = (a, b, c)$  は、 $x$  及び  $y$  の  $z$  に対する導関数から容易に決定できる。

【0064】

もちろん、ベクトル  $n$  は、当該の点でこの曲線と直角な面に対する単位法線ベクトルでもある。周知のように、この直角な面の方程式は次式となる。

【0065】

$$a x + b y + c z + d = 0$$

上式において、 $d$  は、中心点における  $x$ 、 $y$  及び  $z$  の値を代入することにより決定することができる。この直角な面を離散化 (discretize) して、その斜方向切断に対する直線状画像データをボリュメトリック画像データから決定する位置に斜方向切断の位置を決定することができる。

【0066】

上述した2つの代替方法、並びにこれ以外の代替方法は、所与の曲線に対して指定した向きを有する面を決定するためのよく知られている方法である。これらの代替方法はどれも、その詳細は、通常の熟練したプログラマであれば、過度な試験をすることなく選択したプログラム言語により実現することができる範囲に十分属するものである。したがって、本明細書では、簡略のためこうした詳細については省略してある。

【0067】

操作766において、最初のボリュメトリック画像データの画素値からの補間により、斜方向切断画素位置の画素値を生成させる。例示的な実施の1つでは、各斜方向切断画素の画素値は、例えば、直線状グリッド上で最も近傍にある8つの近隣画素値からのトアイリニア (trilinear) 補間により計算することができる。最も近傍にある8つの近隣値を  $N_l$  ( $l = 1, \dots, 8$ ) で表すと、斜方向切断の画素値  $x_{section}(j, k, i)$  は次のように決定できる。

【0068】

【数1】

$$\text{xsection}(j, k, i) = \sum_{l=1}^8 \alpha_l N_l.$$

【0069】

ここで、重み $\alpha_l$ は斜方向切断点 $\text{xsection}(j, k, i)$ と画素値 $N_l$ を有する直線状グリッド点との間の離間に基づき、且つ

【0070】

【数2】

$$\sum_l \alpha_l = 1$$

【0071】

となるように決定される。例えば、直線状グリッド上の最も近傍にある8つの近隣値を公称体積が1の平行六面体の頂点と規定してみる。すると、重み $\alpha_l$ は、この平行六面体のうち、斜方向切断位置 $\text{xsection}(j, k, i)$ を基準として、 $N_l$ の直線状グリッド位置と対角線方向で反対側の部分の部分体積(fractional volume)と規定できる。補間計算に関するこの例示的实施形態については、図13を参照しながら以下で説明する。

【0072】

操作776では、決定すべき斜方向切断がまだ残っているか否かを判定している。決定すべき斜方向切断が残っている場合には、図7の処理手順は、次の切断を選択する操作である操作786に進み、操作736に戻る。斜方向切断がすべて作成済みである場合には、図7の処理手順は終了する。

【0073】

ここで、図4の操作410で示した直線状データを表示することができる。血管に対応する再フォーマット後のポリメトリック・データは、その血管を心臓上で真っ直ぐに伸ばしたと仮定したときに、その血管の投影データから再構成されるはずのCT画像データとなる。斜方向スライスの選択した向きにより、ポリ

ュメトリック画像データからの画像化された構造の視覚的検討や構造的特徴の評価などの評価作業において恩恵をもたらすような、画像化した対象物に対する代替的ビューを提供できる。

【0074】

本発明の上述の再フォーマット処理40は、本発明によるデータ再フォーマット・プログラム25を使用して、隣接する組織から血管を切り離し、次いで血管が真っ直ぐになるようにこの血管を引き延ばしている。

【0075】

断面直線状データを処理するための簡単な方法の1つは、血管軸と垂直な面上のすべての画素の和を求めることである。この処理により、本質的には、血管に沿った各点における血管の管腔の体積を推定できる。ある血管内に50%の狭窄域があると考えたと、この方法は、アンギオグラフィにより作成した放射線写真から血管の直径を決定する場合と比べてより強力である。すなわち、直径計測は50%/S Q R T (2) のコントラストを有することになるが、面積計測では、理想的には50%のコントラストを有することになるため、面積計測の方が管腔域の変化に対してより鋭敏となる。視覚的評価による、あるいはその他の計算手順によるなど、その他の評価方式も可能である。

【0076】

ここで、本発明の再フォーマット処理40について、図8～13を参照しながらさらに詳細に検討する。これらの図は、図4～7を参照しながら上述した操作について例示的に表したものである。

【0077】

図8は、本発明により再フォーマットしようとするボリュメトリック画像データにより表現した血管部分800の3D画像の概要図である。図5の操作512を参照すると、図8のシード画素810は、ボリュメトリック画像データの最も端にある直線状スライスから選択することが望ましい。セグメント分割操作522の結果、大まかにセグメント分割したシード画素セグメント820が得られる。上述したように、セグメント分割操作522からの所望の結果として、大きな強度の画素からなる領域(図8の領域830など)が小さな強度の画素からなる

領域（領域840など）から識別される。

【0078】

図8では、しきい値の数値の選択により、シード画素セグメント820が確実に血管部分800を通して連続して延びるようにしている。したがって、図8のシード画素810を用いて血管の領域を成長させることができる。このシードは、基本的には、血管の斜方向断面の中央の領域内の点、任意選択では、この領域内にユーザが選択する点である。この領域を成長させるために、選択したしきい値を超え且つ特別な条件を満たす画素強度を、血管を横断しながら結合させる。選択した画素がしきい値を超え、且つその領域内にある画素に接続している場合には、その画素をその領域に追加する。本発明の医用イメージングへの応用では、典型的には、ボリュメトリック投影データを収集するための有限の時間窓(temporal window)が存在する。こうした場合には、しきい値の選択（したがって、さらに、どの画素を血管画像に追加するかを選択）は、重要な検討事項である。当業者であれば、しきい値を選択するための望ましい基準が投影データを収集する状況により異なることを理解するであろう。

【0079】

さらに詳細には、しきい値に対して比較的より低い値を選択した場合には、より低い強度の画素が画像に含まれることになる。より低い強度の画素は、その構造が管状であるとした場合、典型的には、画像化された構造の周辺部に位置しており、その構造のロールオフ(roll-off)として表示されることになる。より高い強度の画素は、典型的には、その構造が血管であるとした場合、血液を流しているその構造の中心の近くに位置している。典型的には、血管イメージングの状況では、画像化しようとする血管の検出を強化するために、スキャンに先立って造影剤を投与している。

【0080】

図9は、図5のマスク作成操作542を表したものである。矢印で示すように、膨張変換操作によりシード画素セグメント820を膨張変換させて、より低強度の画素を包含させる。この膨張変換操作では、外向きに血管800の壁の方向に向かってセグメント820を膨張変換するのが普通である。膨張変換操作を1



回または複数回（例えば、選択した回数）だけ実行した後、膨張変換させたセグメントがマスク920となる。マスク920は管腔領域の2進表記となっている。

#### 【0081】

図10は図6の処理手順に対応している。図10に示すように、血管に対応するボリュメトリック・データにより、本質的には、最初のボリュメトリック画像データの直線状グリッドを基準としてz平面に積み重ねたx, y平面1012～1018における血管の画像の基底を形成させる。次いで、スキャナの血管アキシヤル・スキャンの斜方向断面1022～1028を撮影し、この斜方向断面を使用し、モーメント計算を使用して血管の中心を推定する。

#### 【0082】

図10に示すように、管腔マスク920は、基本的には、蛇行した円筒形をしている。蛇行した円筒形は、上で規定した虫様構造の1つの例である。虫様構造の別の例としては、正円柱、テーパのついた円柱、らせん状構造、不規則円柱、などがある。本発明はさらに、ボリュメトリック構造に対して全体として一般に適用できる。

#### 【0083】

断面1022などの血管の直線状グリッド断面は、2つの次元（x, y）において長円形または楕円形をしている。モーメント計算のx, y座標の値により、直線状グリッド断面における血管の管腔中心が特定される。次いで、血管の直線状グリッド断面を用いて、血管の長手方向の軸と垂直な断面（すなわち、斜方向切断の断面）が得られる。

#### 【0084】

図11は、管腔920の長手方向の軸曲線を決定するための図6の処理手順の出力に対応している。3次元曲線1100は、操作674により中心点1122～1128に対して曲線当てはめを受ける、一方この中心点1122～1128は図6の操作624～654で計算される重心である。上述したように、本方法を実施するために選択する具体的な曲線当てはめ手順によっては、操作674で補間手法（例えば、スプライン補間）により曲線当てはめをしていない場合、こ

の曲線が実際には重心点を横切らないこともある。

【0085】

図12は、図7に示した処理手順の結果に対応している。z軸1200は、図6の操作674で得た長手方向の軸曲線を再フォーマットしたものと等価である。面1212～1218は、斜方向切断の各面に対応しており、これらの面は再フォーマット後のデータでは平行である。管腔断面1222～1228は、再フォーマット後の血管内腔1220の長手方向の軸1200に沿ったそれぞれの斜方向切断における、管腔の各断面を表している。

【0086】

図13は、図7の操作766で実行されるトライリニア補間を表したものである。各次元方向(x、y及びz)での直線状グリッドの間隔は1に正規化することがある。画素1300は、その画素値が直線状グリッド画素1302～1318間での補間により決定されるような斜方向切断の画素である。画素1302は、例えば、画素1300の直線状位置に対して位置(xint, yint, zint)に位置している。体積要素1320は、位置(xint+1, yint, zint)に対応する画素1306と対角方向の反対の位置にある。体積dxm\*dy\*p\*dz\*pは、図7の操作766に関して上述したように、画素1306の画素値N<sub>1</sub>の補間係数 $\alpha_1$ となる。

【0087】

本発明を特に血管を表すボリュメトリック画像データに適用する典型的な場合では、再フォーマットしているデータは、長さ6～10ミリメートル(mm)の血管セグメントを表すことがある。もちろん、一般に、こうした血管は全体として画像化された部分より長さがより長い。

【0088】

本発明の上述した態様により、視覚化しようとする特徴に従ってデータを再フォーマットすることで、3次元断層撮影画像データなどのボリュメトリック画像データの視覚化が改良される。特に断層撮影画像データの場合には、本発明の別の態様によりさらに、画像再構成を実行する前に再構成面を規定することで視覚化が改良される。一方、本発明のこの別態様では、多重平面再構成(MPR)の

逆投影の実施を用いて一連の斜方向スライスを一体として再構成させている。さらに、この別態様では、最初の（直線状グリッド）画像データからの情報を取り込んで、MPR再構成の連続に関する判定を行っている。

【0089】

簡単にいうと、この別態様に関する実施の一形態は、上述の図4の処理手順に従うことがある。しかし、この実施形態では、操作406は、直線状グリッド画像データ上での補間を利用するのではなく、斜方向切断に対する画像データを作成するための多重平面再構成を含んでいる。

【0090】

本発明のこの態様では、2つの逆投影形態のいずれを用いることもできる。各斜方向の面に関する目的は、直線状グリッド画像データ間で補間を行い斜方向の面に対する画像データを作成することである。検出器主導の方式では、その平面の各画像データの体積要素（ボクセル）を検出器アレイの平方の素子に関連付ける。平方の素子の各々は、X線源の位置にある点に逆投影され、これにより四面体の体積を取り扱う。検出器素子の四面体がボクセルと交差する場合には、検出器素子の信号を関心対象画素に対する強度寄与に含める。含めた検出器信号の各々に対しては、その検出器素子四面体と交差しているボクセルの部分体積により重み付けする。

【0091】

画素主導の方式では、提示された斜方向画像面において線源点から画素位置までの線を作図する。関心対象の各ピクセルごとに、この線を検出器面まで延長し検出器面の点を決定する。この検出器面の点と隣り合う最も近傍の4つの検出器素子が特定される。次いで、特定したこの4つの検出器素子の信号に、検出器面の点との相対的距離を用いてバイリニア(bilinear)補間を実行し、補間重みを決定する。提示された斜方向画像の各ピクセルごとにこの手順を反復し、1組の投影データ・ビュー（すなわち、サイノグラム）を再構成し、斜方向の面内のサンプル位置における強度値が作成される。

【0092】

検出器主導の場合と画素主導の場合のいずれにおいても、当業者は、図1～1

1を参照しながら上述した本発明の態様に関連する上述の記載を検討することにより、その実施の詳細について理解するところとなろう。本発明の第1の態様がこの別態様と比べて有利な点は、ボリュメトリック画像の再構成を（直線状グリッド投影データ上で）1回実行するだけでよいことである。これに対して、逆投影による代替方法では、直線状グリッド画像データから抽出した情報を用いて斜方向の面の位置及び向きに関する決定を行っている（図7の操作716～756の検討を参照）。

【0093】

医用イメージングという具体的なコンテキストに応用した際に本発明が特に有利な点の1つは、本発明により、かなりの臨床的な恩恵を実現できることである。本発明により、血管の狭窄を適正に評価するために造影剤を静脈構造内の周辺のみ注入するだけで済むため、そのスキャン手順の侵襲性を最小限にすることができる。一方、従来の動脈アンギオグラフィでは罹患している動脈の近傍に造影剤を投与する必要がある。

【0094】

本発明について、CTイメージング・システムを用い且つ血管に関して記載してきたが、本発明はCTイメージング・システムや血管に限定されるものではない。それどころか、本発明は、イメージング様式の全般に適用可能であり、セグメント分割可能な任意の曲がりくねった構造や「虫様」構造に適用可能である。特に適用性が高い分野として、本発明は、血管の特徴、あるいは動脈を含むセグメント分割可能な任意の管状構造の特徴を定量化するために現実の利点を提供できる。

【0095】

本発明の多くの特徴及び利点は詳細な仕様内容から明らかであり、したがって、添付の特許請求の範囲は、本発明の真の精神及び範疇に属する本発明のこうした特徴及び利点のすべてを包含することを意図したものである。さらに、当業者には多くの修正及び変更が容易に行えるため、本発明をここに図示し記載した厳密な構造及び動作に限定することを望むものではなく、したがって、本発明で請求する範囲内に属するように、すべての適当な修正及び等価を行うことができる

。【図面の簡単な説明】

【図 1】

従来技術のX線イメージング・システムまたはコンピュータ断層撮影イメージング・システムの概要図である。

【図 2】

本発明によるX線システムまたはコンピュータ断層撮影システムの概要図である。

【図 3】

本発明によるデータ再フォーマット・プログラムの概要図である。

【図 4】

本発明による方法の流れ図である。

【図 5】

本発明による方法の詳細な処理を示す図である。

【図 6】

本発明による方法の詳細な処理を示す図である。

【図 7】

本発明による方法の詳細な処理を示す図である。

【図 8】

本発明による方法の詳細な処理を示す図である。

【図 9】

本発明による方法の詳細な処理を示す図である。

【図 10】

本発明による方法の詳細な処理を示す図である。

【図 11】

本発明による方法の詳細な処理を示す図である。

【図 12】

本発明による方法の詳細な処理を示す図である。

【図 13】

本発明による方法の詳細な処理を示す図である。

【符号の説明】

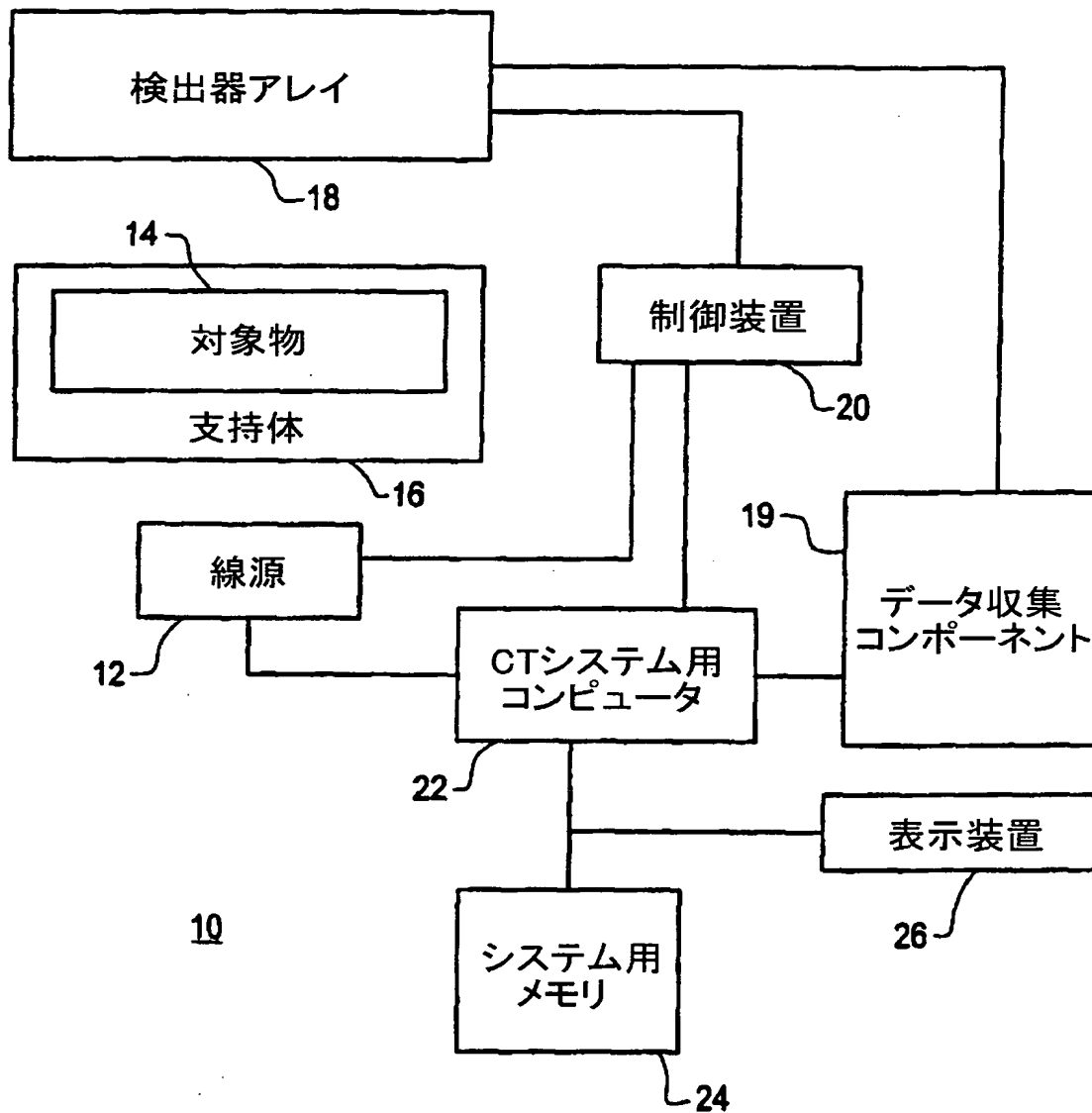
- 10 従来技術のイメージング・システム
- 16 支持体
- 14 対象物
- 12 線源
- 18 検出器アレイ
- 19 データ収集コンポーネント
- 20 制御装置
- 22 CTシステム用コンピュータ
- 24 システム用メモリ
- 26 表示装置
- 34 メージング・システム
- 25 データ再フォーマット・プログラム
- 800 ボリュームトリック画像データにより表現した血管部分
- 810 シード画素
- 820 シード画素セグメント
- 830 大きな強度の画素からなる領域
- 840 小さな強度の画素からなる領域
- 920 マスク
- 1012～1018 x, y 平面
- 1022～1028 斜方向断面
- 1100 3次元曲線
- 1122～1128 中心点
- 1200 z 軸
- 1212～1218 面
- 1222～1228 管腔断面
- 1300 画素
- 1302～1318 直線状グリッド画素

1320 体積要素

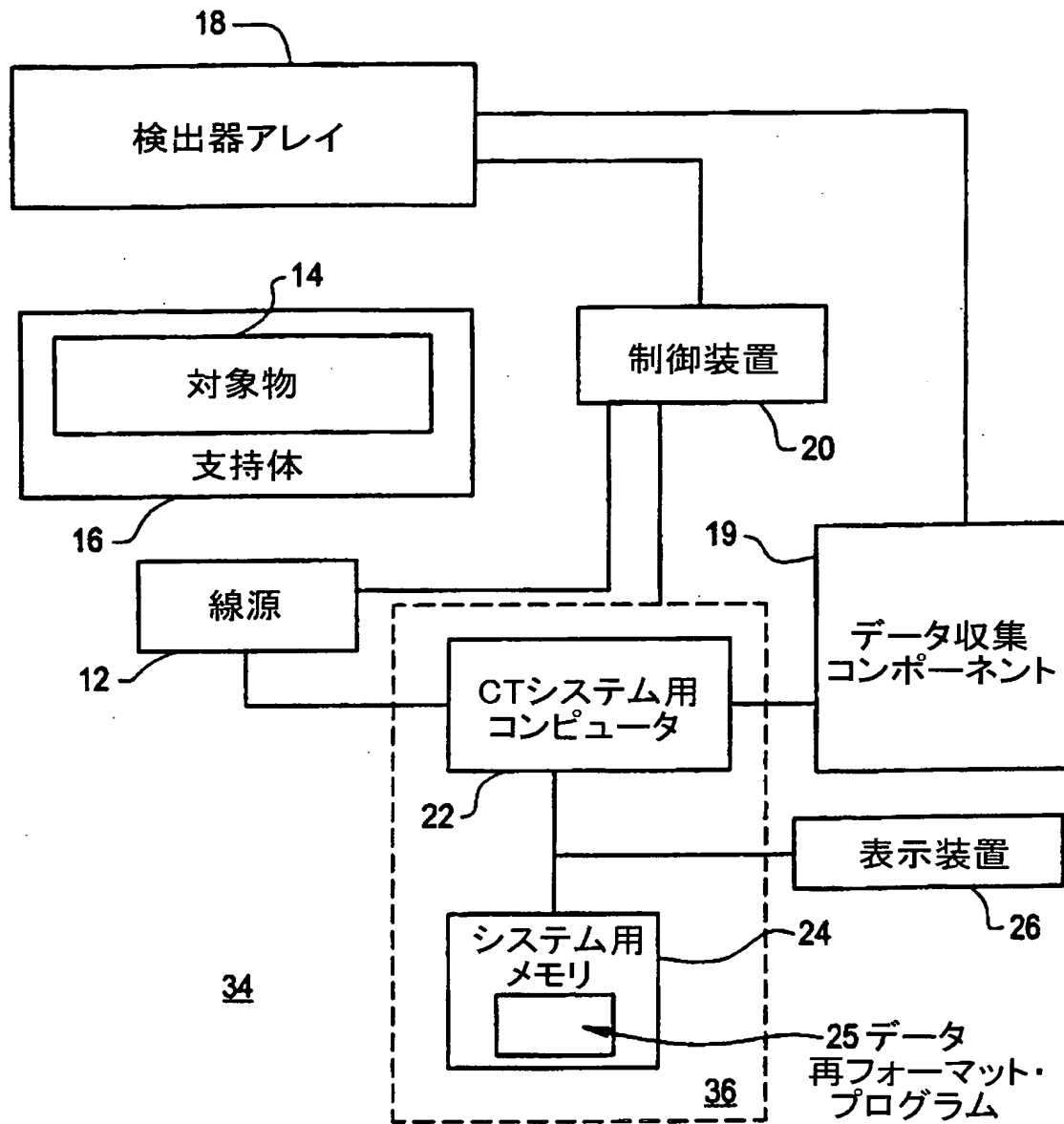
 $N_1$  画素値 $\alpha_1$  補間係数

【図1】

## 従来技術

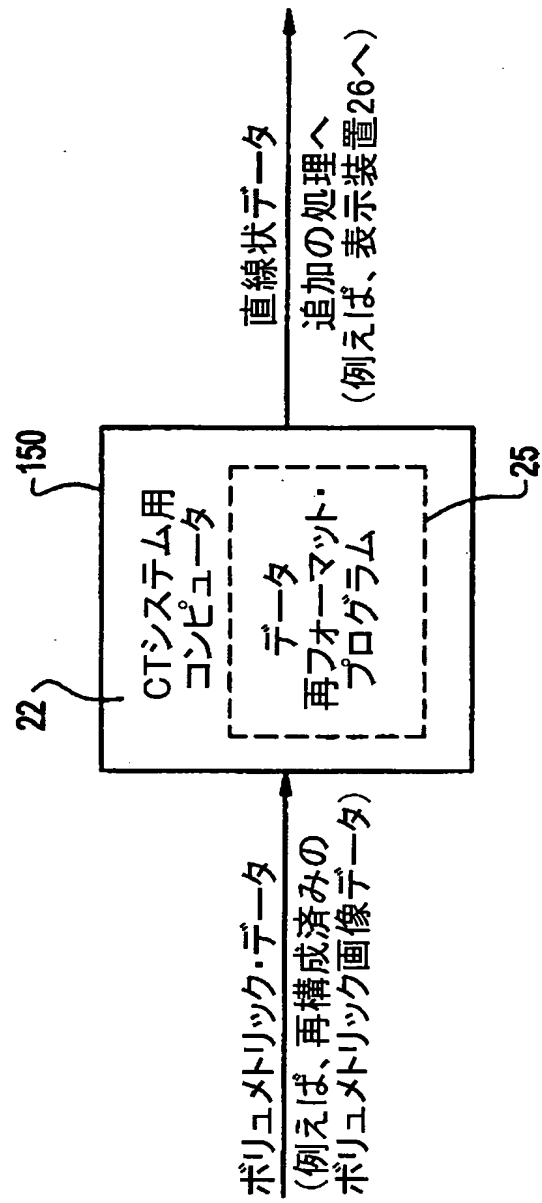


【図2】

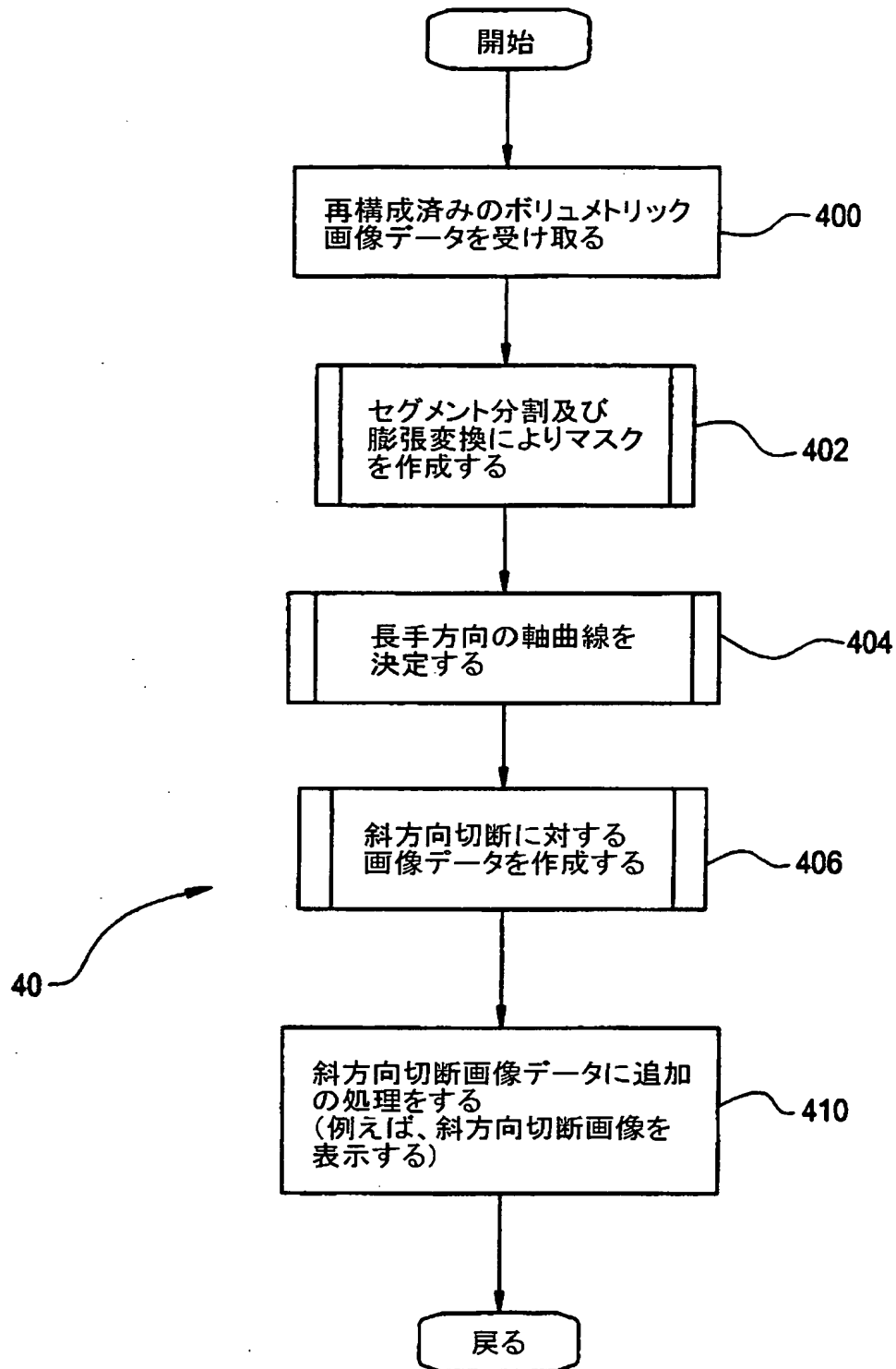




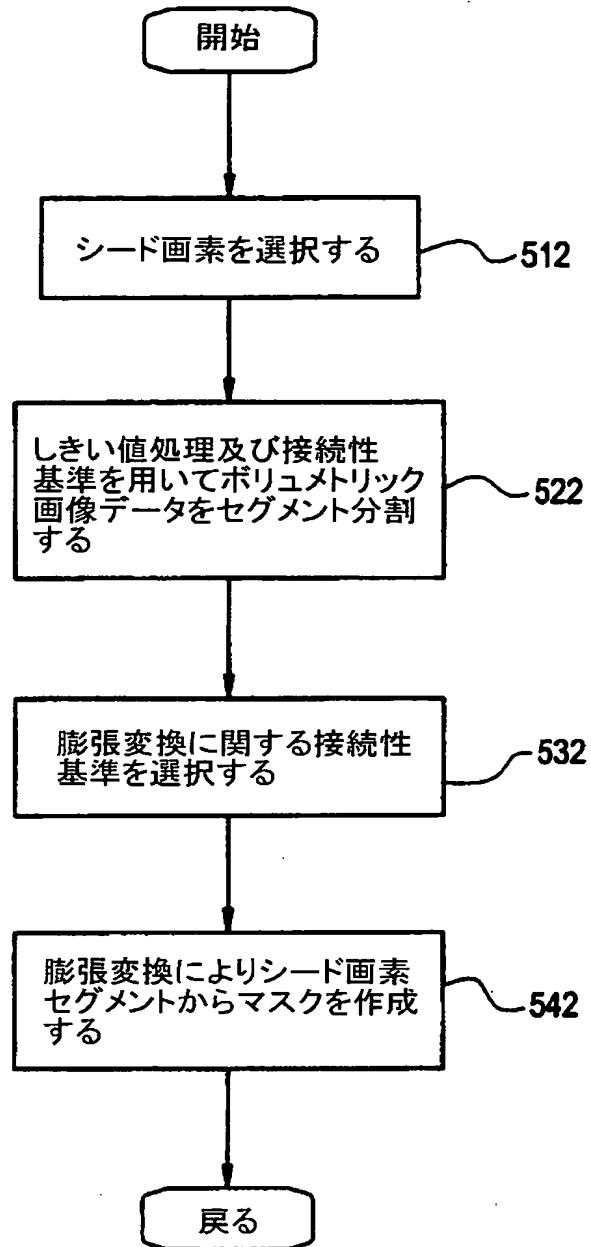
【図3】



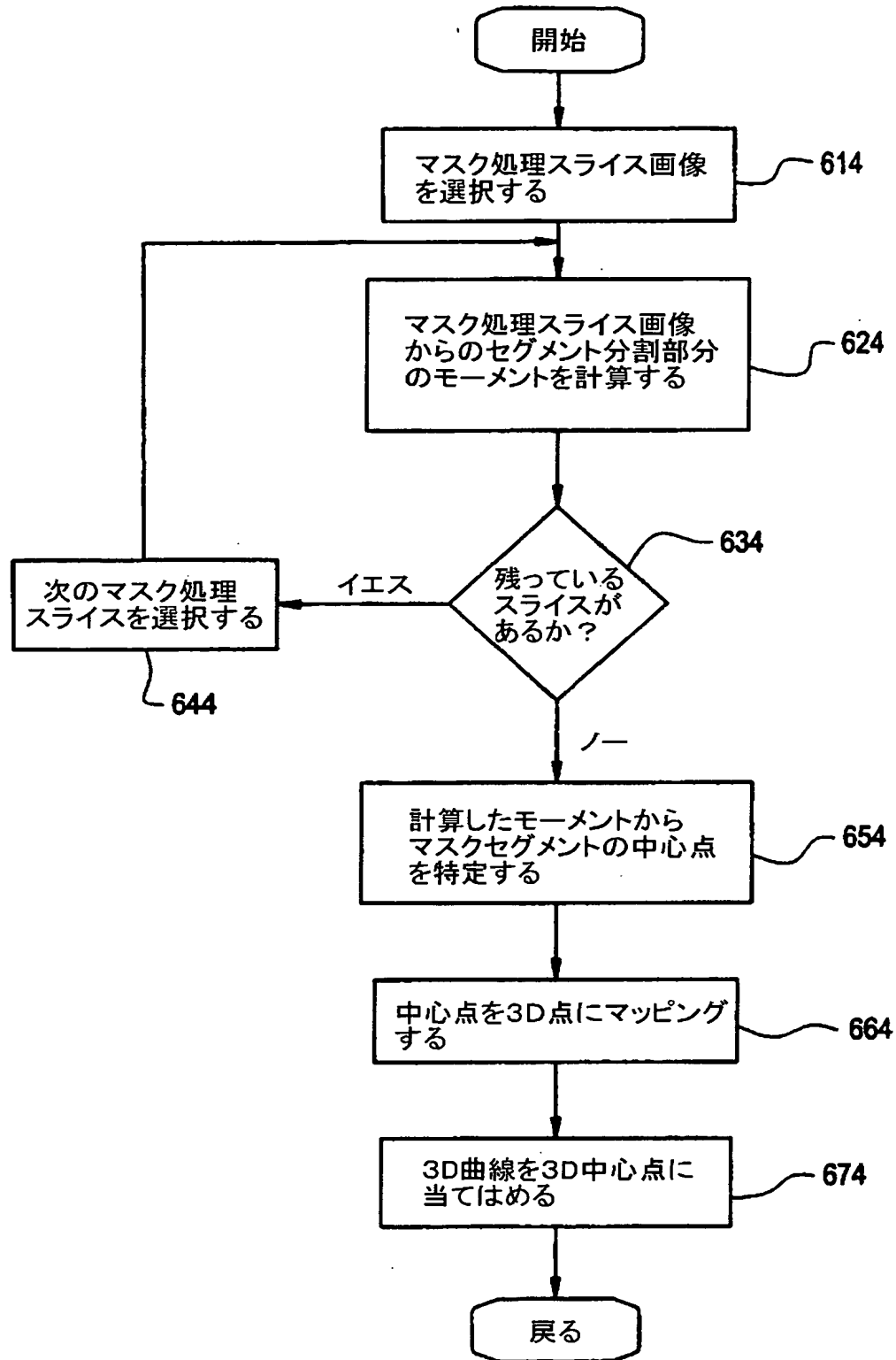
【図4】



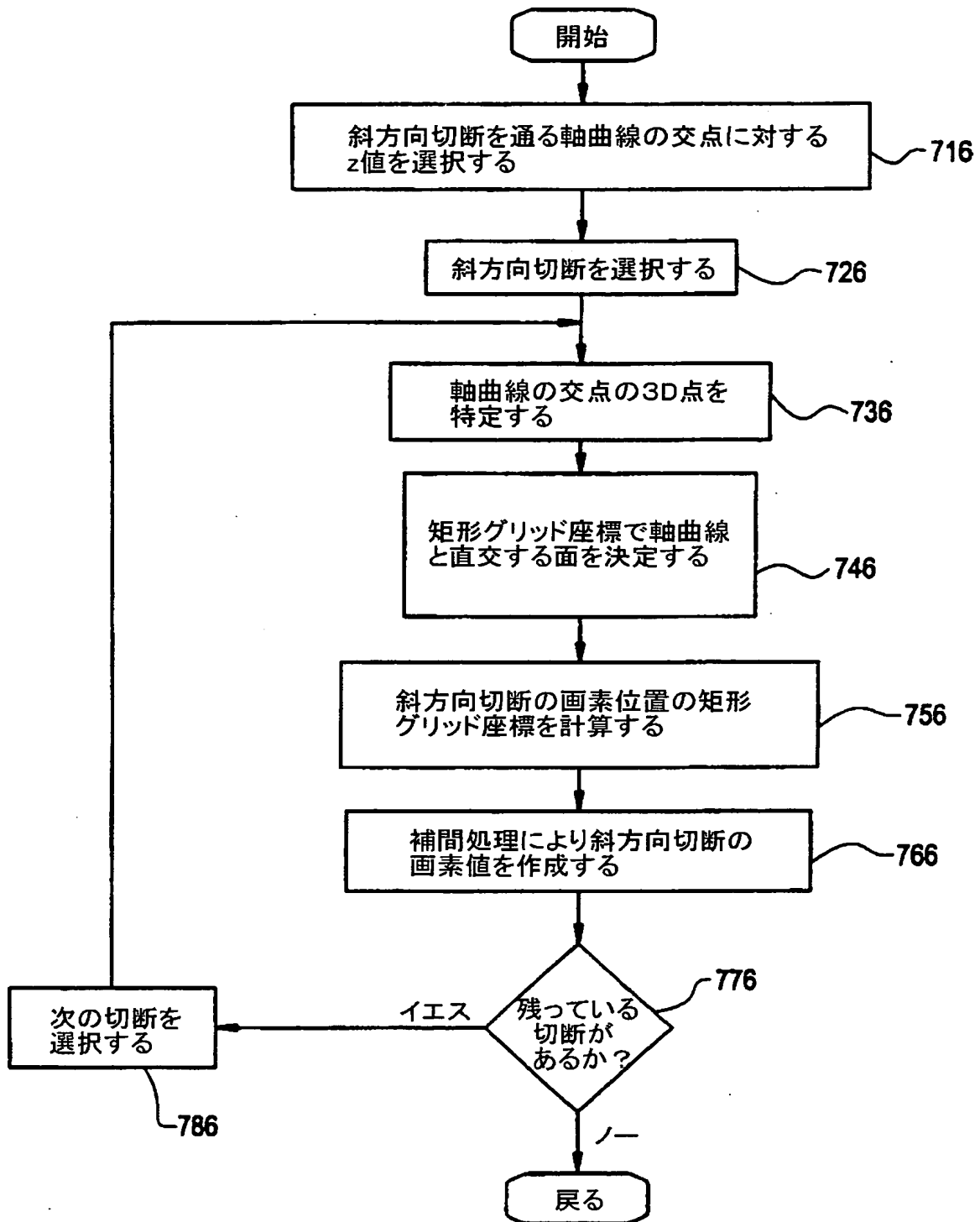
【図5】



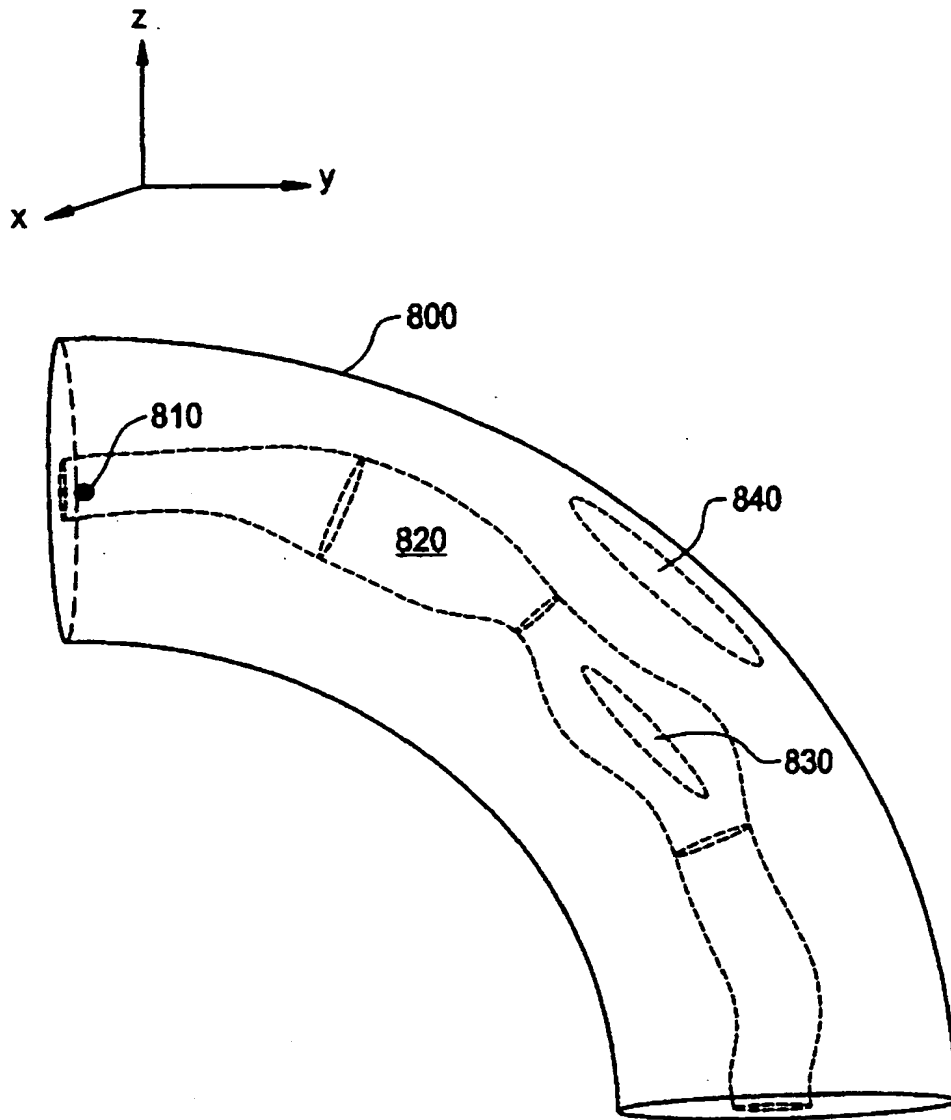
【図6】



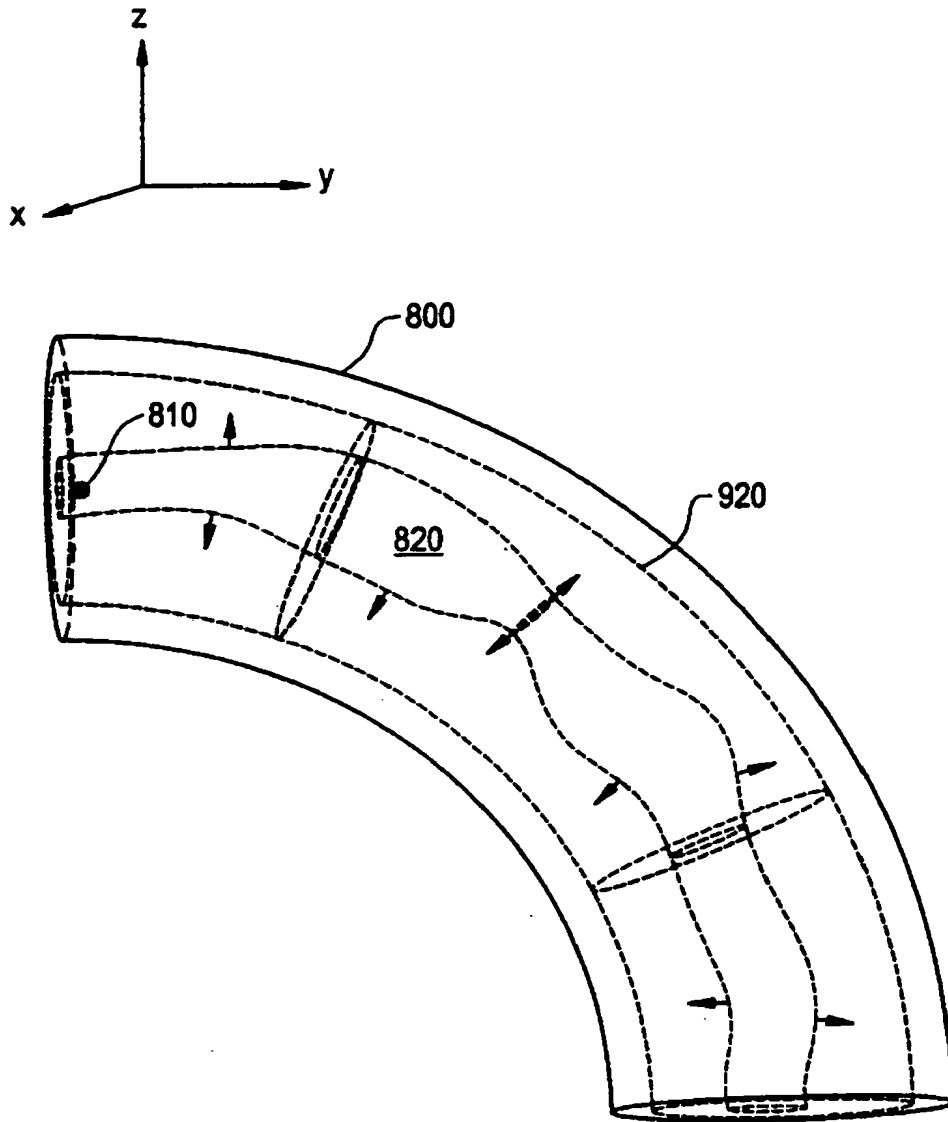
【図7】



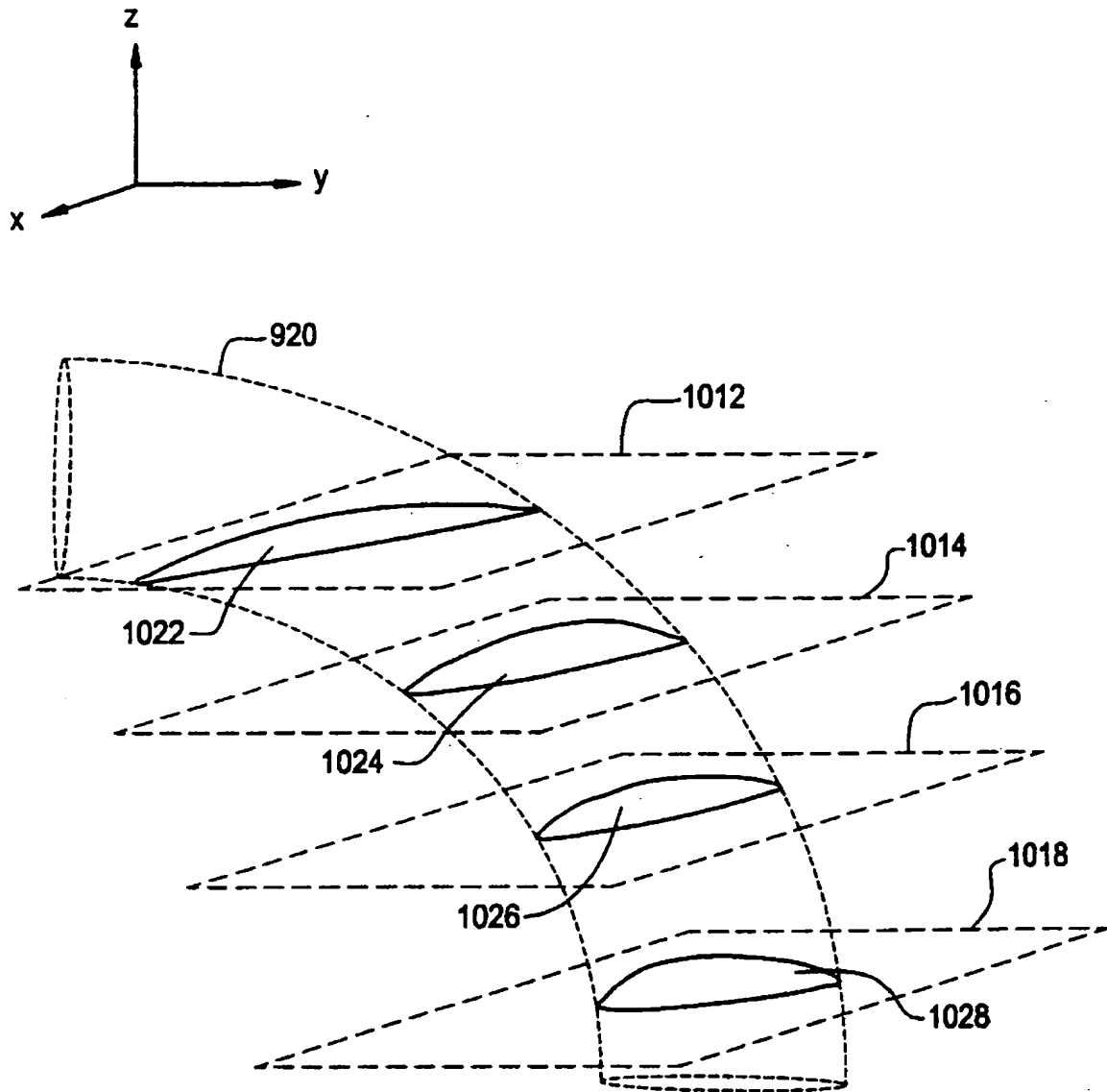
【図8】



【図9】

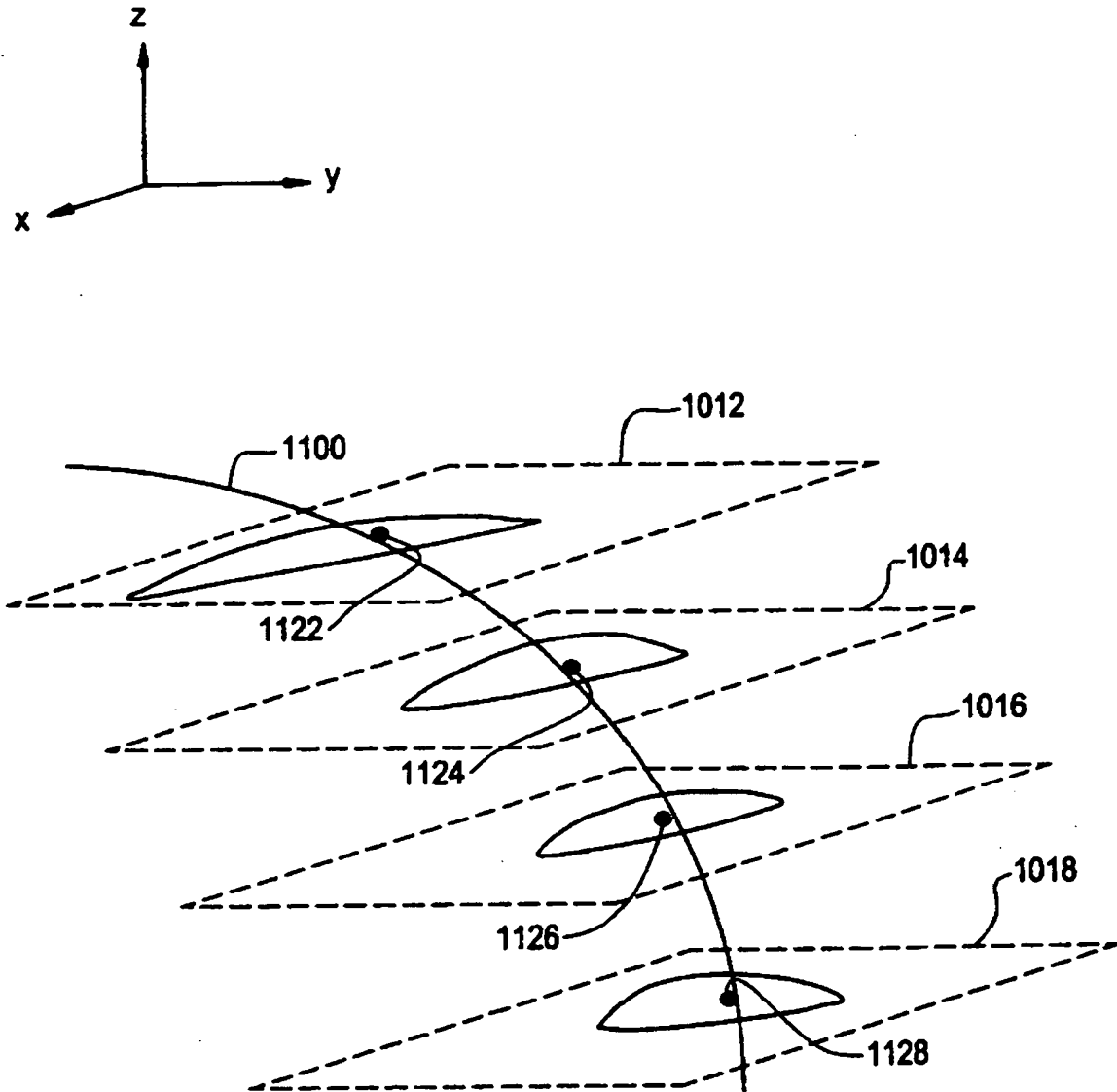


【図10】

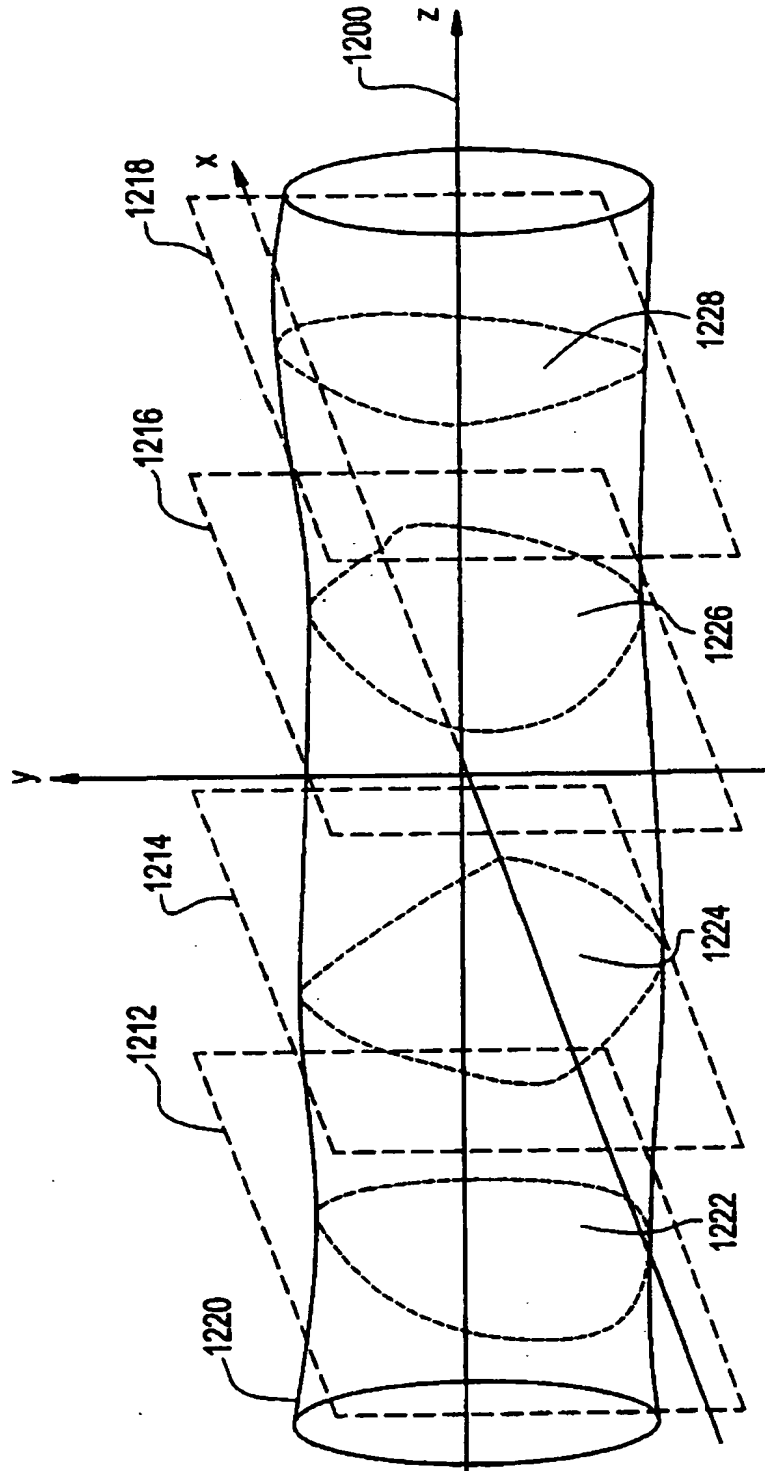




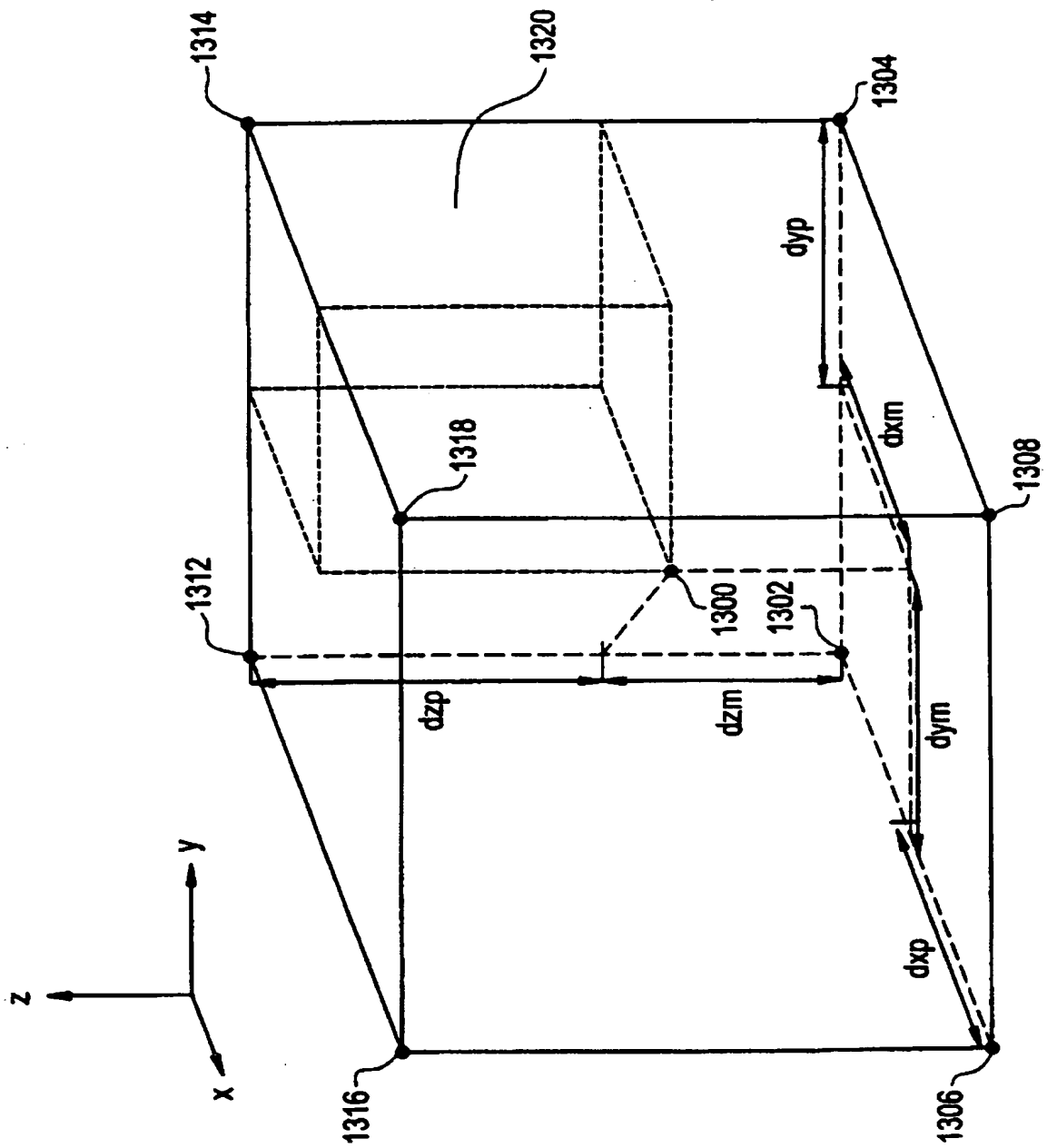
【図11】



【图12】



【图13】



## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. l. Application No PCT/US 00/30723	
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC 7 G06T11/00	
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC	
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 G06T	
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched	
Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, INSPEC, PAJ	
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>	
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages Relevant to claim No.
X	US 4 920 573 A (RHODES MICHAEL L ET AL) 24 April 1990 (1990-04-24) abstract; claims 1,2,5; figures 1-3
Y	23-25, 42-53
Y	US 4 674 046 A (OZEKI TAKESHI ET AL) 16 June 1987 (1987-06-16) abstract; claims 1,12-15; figures 4-8,13-17 column 2, line 64 - last line column 3, line 12 - line 44
X	US 5 699 799 A (XU BEILEI ET AL) 23 December 1997 (1997-12-23) abstract; claims 1-8,11; figures 1-3
	1-22, 26-41, 54-127
	23-25, 42-53
	23-25, 42-53
	1-22, 26-41, 54-127
	-/-
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.	
<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.	
* Special categories of cited documents : *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to as oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *Z* document member of the same patent family	
Date of the actual completion of the international search 13 March 2001	Date of mailing of the international search report 22/03/2001
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax (+31-70) 340-3010	Authorized officer Diallo, B

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1998)

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Ints. and Application No.

PCT/US 00/30723

C. (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim no.
X	US 5 891 030 A (HARA AMY KIYO ET AL) 6 April 1999 (1999-04-06) abstract; claims 1,3,5-7; figures 3,5,7,9	1
A	RUBIN G D ET AL: "Perspective volume rendering of CT and MR images: applications for endoscopic imaging" RADIOLOGY, US, OAK BROOK, IL, vol. 199, no. 2, 1 May 1996 (1996-05-01), pages 321-330, XP002083446 ISSN: 0033-8419 page 324, left-hand column, last paragraph	2

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Int. . . . . Application No

PCT/US 00/30723

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4920573	A	24-04-1990	NONE	
US 4674046	A	16-06-1987	JP 1654729 C	13-04-1992
			JP 3015457 B	01-03-1991
			JP 60152942 A	12-08-1985
US 5699799	A	23-12-1997	NONE	
US 5891030	A	06-04-1999	AU 6317498 A	18-08-1998
			EP 0964639 A	22-12-1999
			WO 9832371 A	30-07-1998

フロントページの続き

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テーマコード* (参考)
G 0 6 T 1/00		G 0 1 N 24/02	5 3 0 Y

(31) 優先権主張番号 0 9 / 6 4 8 , 9 5 6

(32) 優先日 平成12年 8 月 25 日 (2000. 8. 25)

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(81) 指定国 D E , I L , J P , S G

(72) 発明者 ヤブズ、メフメト  
 アメリカ合衆国、75038、テキサス州、ア  
 ービング、アパートメント・3056、ノー  
 ス・マッカーサー・ブールヴァール、5319  
 番

(72) 発明者 イシャーク、アフマド・ナディーム  
 アメリカ合衆国、12065、ニューヨーク州、  
 クリフトン・パーク、キンス・ロード、  
 629番

F ターム (参考) 4C093 AA22 CA21 DA02 FD09 FF15  
 FF28 FF42 FG05  
 4C096 AA20 AB50 AC10 AD14 BA18  
 BA36 DB08 DB19 DC11 DC14  
 DC18 DC21 DC28 DC31 DC36  
 4C301 BB13 EE11 FF09 JC06 JC14  
 KK12 KK18  
 4C601 BB03 EE09 FE03 JC15 JC20  
 JC21 JC25 KK21 KK23 KK24  
 5B057 AA09 BA03 BA05 BA07 CA02  
 CA08 CA12 CA16 CB02 CB08  
 CB13 CB16 CC01 CD14 CE20  
 DB03 DB05 DB09 DC09 DC16  
 DC30

【要約の続き】

は、その構造を真つ直ぐに引き延ばし、該真つ直ぐにし  
 た構造の画像をC Tイメージング・システムが直接取得  
 したと仮定した場合にC Tイメージング・システムが再  
 構成させるデータに対応している。